



Evaluation biomécanique d'une prothèse discale cervicale : analyses in vitro et in vivo

Cédric Barrey

► To cite this version:

Cédric Barrey. Evaluation biomécanique d'une prothèse discale cervicale : analyses in vitro et in vivo. Biomécanique [physics.med-ph]. Arts et Métiers ParisTech, 2011. Français. NNT : 2010ENAM0009 . pastel-00584788

HAL Id: pastel-00584788

<https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00584788>

Submitted on 10 Apr 2011

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité “ Biomécanique ”

présentée et soutenue publiquement par

Cédric BARREY

le 28 Mars 2011

**EVALUATION BIOMECHANIQUE D'UNE PROTHESE DISCALE CERVICALE.
ANALYSES IN VITRO ET IN VIVO.**

Directeur de thèse : **Pr Wafa SKALLI**

Co-encadrement de la thèse : **Pr Gilles PERRIN, Dr Sophie CAMPANA**

Jury

M. Lalao RAKOTOMANANA, Professeur, Equipe de Mécanique, IRMAR, Rennes
M. Jean-Marc VITAL, Professeur, CHU de Bordeaux,
Mme Sophie CAMPANA, Docteur, LBM, AMP, Paris,
Mme Laurence CHEZE, Professeur, LBMC, INRETS, Lyon,
M. Robert GUNZBURG, Docteur, Clinique Edith Cavell, Bruxelles,
M. Philippe PAQUIS, Professeur, CHU de Nice,
M. Gilles PERRIN, Professeur, HCL, UCBL1, Lyon,
Mme Wafa SKALLI, Professeur, LBM, AMP, Paris,
M. François LAVASTE, Professeur Emérite, LBM, AMP, Paris,

Rapporteur
Rapporteur
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Invité

**T
H
È
S
E**

Je remercie tout particulièrement Madame le Professeur Wafa SKALLI pour la confiance qu'elle a bien voulu m'accorder en m'acceptant comme doctorant au sein de son unité de recherche et pour avoir dirigé ce travail tout au long de ces années de thèse.

Je remercie très sincèrement les membres du jury pour avoir accepté de juger ce travail :

Madame le Docteur Sophie CAMPANA,
Madame le Professeur Laurence CHEZE,
Monsieur le Docteur Robert GUNZBURG,
Monsieur le Professeur François LAVASTE,
Monsieur le Professeur Philippe PAQUIS,
Monsieur le Professeur Gilles PERRIN,
Monsieur le Professeur Lalao RAKOTOMANANA,
Monsieur le Professeur Jean-Marc VITAL.

Je remercie également les ingénieurs du Laboratoire de Biomécanique pour leur aide apportée à la réalisation de mes travaux, en particulier :

Benjamin AUBERT,
Thomas JOUBERT,
Sébastien LAPORTE,
Sylvain PERSOHN,
Lukas VANCURA.

Je remercie le Docteur Marc-Antoine Rousseau pour ses conseils, en particulier concernant la partie cinématique 3D.

Je remercie Marine Souq pour sa gentillesse et sa disponibilité, surtout ces dernières semaines.

Je remercie Mohamed Marhoum pour soutien « reprographique » ainsi que tout le personnel du Laboratoire de Biomécanique.

Je remercie le Professeur Aymen Ramadan et le Docteur Hélène Belliard pour nous avoir permis d'inclure une partie de leurs patients dans notre étude prospective.

Je remercie le Professeur Jean-Pierre Pracros pour nous avoir permis d'accéder au système stéréoradiographique EOS™ de l'Hôpital HFME à Lyon.

Je remercie enfin la Société Scient'X-Alphatec pour le soutien financier apporté à la réalisation de ce travail.

A Hélène et Corentin,

A ma famille,

A mes amis.

« Heureux celui qui a pu pénétrer les causes secrètes des choses »

Virgile. Les géorgiques.

TABLE DES MATIERES

<u>INTRODUCTION</u>	p. 1
<u>CHAPITRE I CONTEXTE DE L'ETUDE</u>	p. 4
I.1 ANATOMIE & BIOMECANIQUE GENERALES DU RACHIS CERVICAL NORMAL	p. 4
I.1.1 Généralités	p. 4
I.1.2 La vertèbre du rachis cervical inférieur (C3 à C7)	p. 4
I.1.3 Les articulations des vertèbres cervicales inférieures	p. 6
I.1.3.1 Généralités	p. 6
I.1.3.2 Le disque intervertébral	p. 7
I.1.3.3 Les articulations zygapophysaires	p. 8
I.1.3.4 Les ligaments intervertébraux	p. 8
I.1.4 Aspects biomécaniques du rachis cervical normal	p. 9
I.1.4.1 Fonction statique	p. 9
I.1.4.2 Fonction de stabilité	p. 9
I.1.4.3 Fonction dynamique	p. 11
I.2 PATHOLOGIE DEGENERATIVE DU RACHIS CERVICAL	p. 13
I.2.1 La cervicarthrose	p. 13
I.2.2 La fusion intervertébrale	p. 14
I.3 LA DEGENERESCENCE DU SEGMENT ADJACENT	p. 18
I.3.1 Données cliniques & radiographiques	p. 18
I.3.2 Données biomécaniques	p. 23
I.3.2.1 <i>In Vitro</i>	p. 23
I.3.2.2 Simulation numérique	p. 25
I.3.2.2 <i>In Vivo</i> (analyses cinématiques)	p. 26
I.3.3 Synthèse	p. 28
I.4 CONCEPT DE L'ARTHROPLASTIE CERVICALE	p. 29

CHAPITRE II COMPORTEMENT BIOMECHANIQUE DES ARTHROPLASTIES CERVICALES: REVUE DE LA LITTERATURE

p. 32

II.1 CONCEPTS FONDAMENTAUX

p. 32

II.1.1 Unité Fonctionnelle Rachidienne (UFR)

p. 32

II.1.2 Plans de références

p. 33

II.1.2.1 A l'échelle du corps humain

p. 33

II.1.2.2 A l'échelle du rachis

p. 34

II.2 TYPES DE PROTHESES DISCALES CERVICALES

p. 36

II.2.1 Classification cinématique

p. 36

II.2.2 Modèles existants

p. 37

II.3 EVALUATIONS IN VITRO

p. 40

II.3.1 Données de la littérature

p. 40

II.3.2 Discussion

p. 45

II.3.3 Problématique de la précharge

p. 48

II.4 MODELISATIONS

p. 53

II.4.1 Principes généraux

p. 53

II.4.2 Données de la littérature

p. 54

II.4.3 Discussion

p. 56

II.5 ETUDES IN VIVO

p. 57

II.5.1 Données de la littérature

p. 57

II.5.2 Discussion

p. 59

II.6 OBJECTIFS DE LA THESE

p. 61

CHAPITRE III EXPERIMENTATIONS IN VITRO

p. 62

III.1 EXPERIMENTATION PRELIMINAIRE : EVALUATION IN VITRO D'UNE PROTHESE DISCALE CERVICALE A ARTICULATION SPHERIQUE

P. 63

III.1.1 Objectifs

p. 63

III.1.2 Méthodologie

p. 63

III.1.2.1 Matériel

p. 63

a) Pièces anatomiques

p. 63

b) Implant

p. 64

III.1.2.2 Protocole expérimental

p. 65

III.1.2.3 Application des efforts

p. 67

III.1.2.4 Mesure des déplacements

p. 67

III.1.2.5 Analyse statistique

p. 68

III.1.3 Résultats	p. 69
III.1.3.1 Mobilités principales	p. 69
III.1.3.2 Zones neutres	p. 69
III.1.3.3 Mouvements couplés	p. 70
III.1.4 Discussion	p. 71

III.2 EVALUATION DE LA PRECHARGE (LOAD FOLLOWER) p. 73

III.2.1 Objectifs	p. 74
III.2.2 Méthodologie	p. 74
III.2.2.1 Tests <i>In Vitro</i>	p. 74
a) Pièces anatomiques	p. 75
b) Application de la précharge	p. 75
c) Protocole expérimental	p. 76
d) Mesure des déplacements	p. 76
e) Mesure des pressions intradiscales	p. 78
f) Analyse statistique	p. 78
III.2.2.2 Modélisation en éléments finis	p. 79
a) Construction du modèle	p. 79
b) Simulation numérique	p. 80
III.2.3 Résultats	p. 81
III.2.3.1 Tests <i>In Vitro</i>	p. 81
a) Courbure cervicale	p. 81
b) Amplitudes de mobilité	p. 81
b1) Mouvements principaux	p. 81
b2) Mouvements couplés	p. 84
c) Zone neutre	p. 84
d) Pressions intradiscales	p. 85
III.2.3.2 Modélisation en éléments finis	p. 87
a) Validation du modèle	p. 87
b) Effets du load follower	p. 88
b1) Amplitudes de mobilité	p. 88
b2) Pressions intradiscales	p. 89
b3) Efforts facettaires	p. 90
III.2.4 Discussion	p. 91

III.3 PROTHESE DISCALE VERSUS ARTHRODESE : EVALUATION IN VITRO DES MONTAGES MONO-, BI-SEGMENTAIRES ET HYBRIDES p. 95

III.3.1 Objectifs	p. 96
III.3.2 Méthodologie	p. 96
III.3.2.1 Préparation des pièces anatomiques	p. 96
III.3.2.2 Protocole expérimental	p. 96
III.3.2.3 Mesure des déplacements	p. 97
III.3.2.4 Configurations testées	p. 97
III.3.2.5 Stéréoradiographies biplanaires	p. 99
III.3.2.6 Mesure des pressions intradiscales	p. 100
III.3.2.7 Niveaux adjacents	p. 100
III.3.2.8 Analyse statistique	p. 101
III.3.3 Résultats	p. 102
III.3.3.1 Amplitudes de mobilité	p. 102
a) Mobilité globale C3-C7	p. 102
b) Mobilités segmentaires	p. 103
III.3.3.2 Pressions intradiscales	p. 110
III.3.4 Discussion	p. 112

CHAPITRE IV ETUDES IN VIVO

p. 118

IV.1 ETUDE IN VIVO 2D : ANALYSE DE LA POSTURE ET DE LA CINEMATIQUE AUX NIVEAUX INSTRUMENTES & ADJACENTS APRES ARTHROPLASTIE CERVICALE

p. 118

IV.1.1 Objectifs	p. 119
IV.1.2 Matériel et méthodes	p. 119
IV.1.2.1 La population de patients	p. 119
IV.1.2.2 Critères d'exclusion	p. 120
IV.1.2.3 Technique chirurgicale	p. 120
IV.1.2.4 Implant	p. 121
IV.1.2.5 Evaluation clinique & radiographique	p. 122
IV.1.2.6 Analyse statistique	p. 124
IV.1.3 Résultats	p. 125
IV.1.3.1 Niveaux opérés	p. 125
IV.1.3.2 Données de la chirurgie	p. 125
IV.1.3.3 Résultats cliniques & fonctionnels	p. 126
IV.1.3.4 Résultats radiographiques	p. 128
a) Alignement sagittal	p. 128
b) Amplitudes de mobilité	p. 132
c) Centres moyens de rotation	p. 134
IV.1.4 Discussion	p. 138

IV.2 ETUDE IN VIVO 3D

p. 145

IV.2.1 Objectifs	p. 145
IV.2.2 Matériel et méthodes	p. 145
IV.2.2.1 La population de patients	p. 145
IV.2.2.2 Acquisition des clichés radiographiques	p. 145
IV.2.2.3 Reconstructions 3D	p. 147
IV.2.2.4 Calcul des mobilités 3D	p. 149
IV.2.2.5 Analyse statistique	p. 150
IV.2.3 Résultats	p. 151
IV.2.4 Discussion	p. 153

CHAPITRE V CONCLUSIONS

p. 155

BIBLIOGRAPHIE

p. 158

NOTATIONS

2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
CV	Corps Vertébral
E	Module d'Young
LLA	Ligament Longitudinal Antérieur
LLP	Ligament Longitudinal Postérieur
MEF	Modélisation en Eléments Finis
RCI	Rachis Cervical Inférieur
Rc	Rotation couplée
Rp	Rotation principale
Rx, Ry, Rz	Déplacement angulaire autour de l'axe x, de l'axe y, de l'axe z
Tx, Ty, Tz	Déplacement linéaire autour de l'axe x, de l'axe y, de l'axe z
FE	Flexion-Extension
TA	Torsion Axiale
IL	Inclinaison Latérale
AM	Amplitude de Mobilité
PID	Pression intradiscale
DSA	Dégénérescence du segment adjacent

LISTE DES FIGURES

- Fig 1 Anatomie du rachis cervical.
- Fig 2 Vertèbre cervicale inférieure. Vue antérieure.
- Fig 3 Vertèbre cervicale inférieure. Vue supérieure.
- Fig 4 Vertèbre cervicale inférieure. Vue latérale.
- Fig 5 Vue latérale (a) et coupe sagittale médiane (b) du rachis cervical.
- Fig 6 Les uncus et le disque intervertébral cervical.
- Fig 7 Fonction statique du rachis cervical.
- Fig 8 Fonction de stabilité du rachis.
- Fig 9 Freins osseux et disco-ligamentaires en hyperflexion et en hyperextension.
- Fig 10 Mobilité du rachis cervical inférieur en flexion-extension.
- Fig 11 Aspects radiographiques de la cervicarthrose.
- Fig 12 Uncarthrose C5-C6 droite.
- Fig 13 Abord antérieur du rachis cervical.
- Fig 14 Principaux temps opératoires de l'arthrodèse cervicale par voie antérieure.
- Fig 15 Tomodensitométrie après discectomie-arthrodèse C5-C6.
- Fig 16 Dégénérescence du niveau adjacent après arthrodèse.
- Fig 17 Etude de Hilibrand.
- Fig 18 Etude d'Ishihara.
- Fig 19 Arthroplastie cervicale C5-C6.
- Fig 20 Unité fonctionnelle rachidienne.
- Fig 21 Plans de référence du corps humain.
- Fig 22 Repère X,Y,Z rattaché au rachis.
- Fig 23 Classification de Galbusera.
- Fig 24 Méthodes d'application d'un effort sur un rachis.
- Fig 25 Méthodes pour appliquer une précharge au niveau du rachis cervical.
- Fig 26 Méthode du load follower décrite par Patwardhan.
- Fig 27 Mobilité *In Vivo* en flexion-extension à travers la littérature.
- Fig 28 Implant DiscocervTM.
- Fig 29 Rachis intact et instrumenté en C5-C6.
- Fig 30 Radiographies de face et de profil du segment instrumenté.
- Fig 31 Dispositif expérimental 2TM (2 têtes micrométriques).
- Fig 32 Courbe effort-déplacement typique obtenue pour chaque sollicitation.
- Fig 33 Amplitudes de mobilité C5-C6 pour les rachis intacts et instrumentés en FE, IL et TA.
- Fig 34 Valeurs de zone neutre pour les rachis intacts et instrumentés en FE, IL et TA.
- Fig 35 Couplage en IL et TA pour les rachis intacts et instrumentés.
- Fig 36 Vis de guidage pour la mise en place du « load follower ».
- Fig 37 Placement des marqueurs réfléchissants de C3 à C7.
- Fig 38 Radiographies après mise en place des marqueurs réfléchissants.
- Fig 39 Modèle numérique du rachis cervical élaboré au Laboratoire de Biomécanique.
- Fig 40 Changement de courbure après application de la précharge pour les 12 rachis.

LISTE DES FIGURES (Suite)

- Fig 41 Moyenne des courbes efforts-déplacements pour les 3 types de sollicitation.
- Fig 42 Amplitudes de mobilité des mouvements principaux avec et sans précharge.
- Fig 43 Rapport entre les amplitudes de mobilité couplée et principale.
- Fig 44 Courbes efforts-pressions moyennes *In Vitro* en C3-C4 & C4-C5.
- Fig 45 Validation du modèle par comparaison des courbes efforts-déplacements.
- Fig 46 Influence de la valeur et du positionnement antéro-postérieur du follower.
- Fig 47 Courbes efforts-pressions fournies par le modèle numérique.
- Fig 48 Efforts transmis par les facettes calculés par le modèle numérique.
- Fig 49 Configurations testées à travers les tests biomécaniques *In Vitro*.
- Fig 50 Configurations testées dans le groupe A.
- Fig 51 Configurations testées dans le groupe B.
- Fig 52 Stéréoradiographies biplanaires de profil et de face.
- Fig 53 Amplitudes de mobilité segmentaire de C3-C4 à C6-C7 pour toutes les configurations.
- Fig 54 Contribution des niveaux adjacents crânial et caudal en % de la mobilité globale.
- Fig 55 Pressions intradiscales en flexion au niveau adjacent supérieur (C3-C4).
- Fig 56 Hernie discale molle C5-C6 avec hauteur discale relativement conservée.
- Fig 57 Paramètres posturaux mesurés sur le cliché sagittal en position neutre.
- Fig 58 Répartition des niveaux instrumentés (n=32).
- Fig 59 Evolution des scores EVA, cervical et radiculaire, et du score NDI.
- Fig 60 Evolution préopératoire et postopératoire de la lordose globale et segmentaire.
- Fig 61 Cas cliniques A et B.
- Fig 62 Evolution pré et postopératoire de la hauteur discale antérieure et postérieure.
- Fig 63 Evolution pré et postopératoire de la mobilité (MOB) en flexion-extension.
- Fig 64 Analyse de la corrélation entre la douleur cervicale post-opératoire et la mobilité.
- Fig 65 Position des CMR pour le groupe témoin et le groupe des prothèses C5-C6.
- Fig 66 CMR à 2 ans pour les prothèses C5-C6 au niveau instrumenté et adjacent.
- Fig 67 Cas cliniques et CMR en postopératoire.
- Fig 68 Cinématique du rachis cervical en inclinaison latérale.
- Fig 69 Clichés radiographiques réalisés dans 7 positions différentes avec le système EOS™.
- Fig 70 Importation de la prothèse (plateaux supérieur et inférieur) dans le système EOS™.
- Fig 71 Recalage de la prothèse (plateaux supérieur et inférieur) sur les radiographies 2D.
- Fig 72 Modèle 3D de la prothèse reconstruite en inclinaison latérale gauche.
- Fig 73 Repère rattaché aux plateaux prothétiques supérieur et inférieur.
- Fig 74 Repère associé à la vertèbre inférieure.
- Fig 75 Mobilité *In Vivo* de la prothèse en FE, IL et TA.
- Fig 76 Ossifications péri-prothétiques.

LISTE DES TABLEAUX

- Tableau 1 Etudes cliniques concernant la dégénérescence du segment adjacent.
- Tableau 2 Etudes *In Vitro* et comportement biomécanique des segments adjacents.
- Tableau 3 Simulations numériques et comportement biomécanique du segment adjacent.
- Tableau 4 Etudes *In Vivo* ayant analysé la cinématique des segments adjacents.
- Tableau 5 Exemples de modèles actuels de prothèses discales cervicales.
- Tableau 6 Protocoles expérimentaux utilisés (données de la littérature).
- Tableau 7 Paramètres mesurés (données de la littérature).
- Tableau 8 Principaux résultats (données de la littérature).
- Tableau 9 Application de le précharge lors des tests *In Vitro* (données de la littérature).
- Tableau 10 Modalités de placement du follower load.
- Tableau 11 Simulations numériques et prothèses discales cervicales.
- Tableau 12 Etudes *In Vivo* et prothèses discales cervicales (données de la littérature).
- Tableau 13 Age et sexe des donneurs (expérimentation préliminaire).
- Tableau 14 Mouvements couplés en inclinaison latérale et torsion axiale.
- Tableau 15 Mobilité segmentaire de C3-C4 à C6-C7 pour les rachis testés *In Vitro*.
- Tableau 16 Amplitudes de mobilité globale C3-C7 (2 N.m) en FE, TA et IL.
- Tableau 17 Amplitudes de mobilité segmentaire en FE (sans/avec load follower).
- Tableau 18 Amplitudes de mobilité segmentaire en TA (sans load follower).
- Tableau 19 Amplitudes de mobilité segmentaire en IL (sans load follower).
- Tableau 20 Données démographiques de la population de patients ($n = 32$).
- Tableau 21 Données de la chirurgie ($n = 32$).
- Tableau 22 Lordoses locale et globale en pré-opératoire et à 12 mois post-opératoires.
- Tableau 23 Reproductibilité intra-observateur.
- Tableau 24 Différence moyenne par rapport à l'objet moyen (2 reconstructions).

INTRODUCTION

Le rachis cervical appartient au squelette axial et assure la continuité entre le crâne en haut et le rachis thoracique en bas. Ses fonctions sont multiples et de deux ordres : biomécaniques d'un côté, et protectrices des structures neurologiques de l'autre.

La pathologie dégénérative du rachis cervical est extrêmement fréquente puisque l'on estime qu'à partir de 50 ans, 50% de la population présente des signes de lésions dégénératives au niveau du rachis cervical ^{25,26}. Dans la majorité des cas, le sujet se plaint uniquement de douleurs cervicales d'évolution et de sévérité variables. Chez certains sujets, ces remaniements dégénératifs peuvent être responsables de la compression d'une racine nerveuse du plexus brachial (C5 à T1) entraînant une douleur de topographie radiculaire constituant la névralgie cervico-brachiale.

La chirurgie peut être proposée chez les patients présentant un tableau de névralgie cervico-brachiale invalidante et résistante à un traitement médical bien conduit et/ou associée à un déficit neurologique. La technique chirurgicale de référence reste la réalisation d'une discectomie-arthrodèse par voie antérieure ¹⁵.

L'arthrodèse cervicale antérieure est une technique très efficace avec un soulagement de la douleur radiculaire dans plus de 90% des cas ¹⁵. Cependant, l'inconvénient de cette technique est la suppression totale et définitive de la mobilité intervertébrale au niveau opéré. Les conséquences fonctionnelles de la perte de mobilité à un niveau sont le plus souvent nulles ou minimales pour les activités de la vie quotidienne ; la gêne peut cependant devenir réelle en cas d'arthrodèse multi-étagée ⁷³. Par ailleurs, comme décrit au niveau du rachis lombaire, la perte de mobilité induite par l'arthrodèse expose potentiellement le rachis adjacent à un phénomène d'hypersollicitation mécanique avec le risque à terme d'entraîner une dégénérescence précoce de ces segments. Sur ce point, les données de la littérature paraissent toutefois assez contradictoires ^{45,47,54-56,59,73,135}. La part liée à l'arthrodèse et celle liée à l'histoire naturelle de la pathologie dégénérative cervicale dans la survenue de la dégénérescence du rachis adjacent ne sont pas clairement établies.

C'est dans ce contexte que sont apparues ces dernières années les prothèses discales cervicales dont le concept fondamental est de maintenir un certain degré de mobilité

intervertébrale et d'assurer ainsi, au moins en théorie, un comportement plus physiologique du rachis opéré^{58,69,71,72}. Cependant, le remplacement prothétique d'un disque intervertébral reste délicat, la cinématique du mouvement intervertébral étant particulièrement complexe avec la mise en jeu de trois articulations (le disque en avant et les facettes en arrière). En terme de résultats cliniques, plusieurs études randomisées, réalisées aux USA pour la plupart, comparant arthrodèse antérieure versus arthroplastie cervicale, ont rapporté des résultats cliniques et fonctionnels à moyen terme au moins aussi bons, et parfois même un peu meilleurs, pour les prothèses discales cervicales^{52,84,85,118}.

Si les résultats cliniques sont plutôt encourageants, beaucoup de questions persistent à propos du comportement biomécanique des prothèses discales cervicales. Quelle est la nature réelle du mouvement restitué par ces prothèses cervicales ? Quelle est l'influence de la géométrie de la prothèse ou de la technique chirurgicale sur la cinématique intervertébrale (positionnement de l'implant, choix de la taille de l'implant) ? Quel est l'effet sur la cinématique des niveaux adjacents ? Quel est le comportement du rachis en cas d'arthroplastie pluriétagée ? Et enfin, quels sont les moyens d'évaluation les plus pertinents pour analyser le comportement biomécanique de ces arthroplasties ?

Par comparaison au rachis lombaire, les évaluations biomécaniques des prothèses discales cervicales restent relativement rares et de nombreuses questions demeurent.

L'évaluation du comportement biomécanique des prothèses discales peut faire intervenir différents moyens d'évaluation que l'on peut classer en trois catégories principales : expérimentations *In Vitro*, simulations numériques, analyses *In Vivo*. Depuis plus de 20 ans, de nombreuses recherches ont été effectuées dans le domaine de la biomécanique du rachis, au sein du Laboratoire de Biomécanique (LBM) d'Arts et Metiers ParisTech, qui ont permis le développement de ces différents moyens d'évaluation^{20,31,33,66-70,79,80,114-117,126-129}.

En nous appuyant sur ces outils et ces démarches scientifiques, nous souhaitons à travers cette thèse contribuer à la compréhension du comportement biomécanique des arthroplasties cervicales. Pour cela, il nous semble intéressant de nous focaliser sur un modèle de prothèse donné (DiscocervTM, ScientX/alphatec, Carlsbad, CA, USA), implanté en routine à travers le monde* et d'analyser son comportement biomécanique au moyen de différentes méthodes d'évaluation *In vitro* et *In vivo* en essayant de caractériser au mieux la nature du mouvement restitué par la prothèse. A travers cette démarche originale, nous espérons également pouvoir mettre en relief les avantages et les limites de chaque méthode d'évaluation.

* Données constructeur décembre 2010 :
entre 7000 et 8000 poses hors USA

Concernant l'architecture de la thèse, le premier chapitre du mémoire est consacré au contexte de l'étude avec en particulier un travail de synthèse bibliographique sur la problématique de la dégénérescence du segment adjacent après arthrodèse cervicale. Le deuxième chapitre expose les données actuelles de la littérature concernant la biomécanique des prothèses discales cervicales ; les objectifs précis de la thèse sont présentés à la fin de ce chapitre en réponse aux données bibliographiques existantes et aux questions qui restent à élucider. Les deux chapitres suivants rapportent les travaux originaux menés durant ces trois années de thèse. Ainsi le troisième chapitre regroupe les expérimentations *In Vitro* : analyses préliminaire et complémentaire d'une prothèse discale cervicale, évaluation d'un protocole expérimental dans le cadre des prothèses discales. Le quatrième chapitre est consacré aux études *In Vivo* 2D (étude prospective d'une population de patients avec analyse cinématique quantitative) et 3D. Enfin, un dernier chapitre synthétise les différents travaux, et expose les conclusions et perspectives de notre thèse.

CHAPITRE I CONTEXTE DE L'ETUDE

I.1 ANATOMIE & BIOMECHANIQUE GENERALE DU RACHIS CERVICAL NORMAL ^{12,16,24,61,74}

I.1.1 Généralités

Le rachis cervical forme au niveau du cou un axe ostéo-articulaire médian qui assure la continuité entre le crâne et le rachis thoracique. Il est composé de 7 vertèbres cervicales désignées de C1 à C7 dans le sens crânio-caudal. Il est subdivisé en rachis cervical supérieur ou rachis sous-occipital, constitué par les vertèbres C1 (atlas) et C2 (axis), et en rachis cervical inférieur qui comprend les vertèbres de C3 à C7 (**fig 1**). Ces deux segments rachidiens sont très différents sur le plan fonctionnel et morphologique.

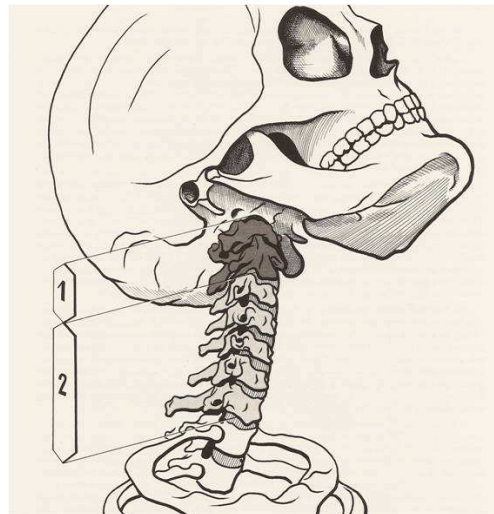


Fig 1 Anatomie du rachis cervical. Subdivision rachis cervical supérieur (1) et rachis cervical inférieur (2), d'après Kapandji ⁶¹.

I.1.2 La vertèbre du rachis cervical inférieur (C3 à C7)

Chaque vertèbre cervicale comprend un corps vertébral en avant et un arc vertébral en arrière (**fig 2,3 et 4**). Le corps vertébral se présente sous la forme d'un parallélépipède quadrangulaire à six faces. Les faces crâniales et caudales correspondent aux plateaux

vertébraux. Le plateau vertébral supérieur ou crânial est concave dans le plan sagittal et surtout dans le plan frontal ; il se prolonge latéralement par une crête appelée crochet du corps vertébral ou uncus. Le plateau inférieur est concave vers le bas dans le plan sagittal et présente latéralement deux facettes biseautées pour s'adapter aux uncus de la vertèbre sous-jacente.

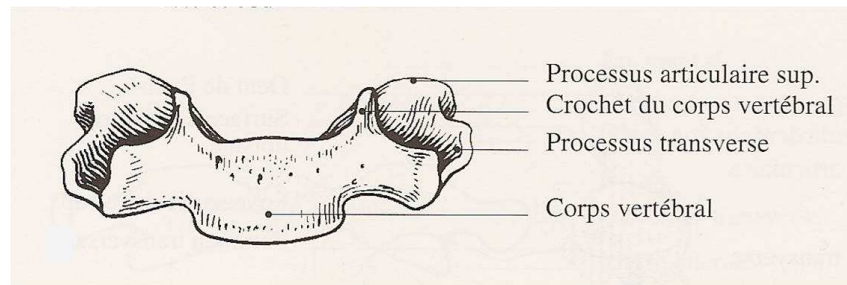


Fig 2 Vertèbre cervicale inférieure. Vue antérieure d'après R Louis ⁷⁴.

La face ventrale des corps vertébraux est convexe en avant et présente une saillie médiane antérieure appelée le bec. La face dorsale est également convexe en avant et plane dans le plan vertical. Chaque face latérale donne insertion à l'arc vertébral. Celui-ci s'insère sur les faces latérales du corps vertébral par l'intermédiaire des pédicules, obliques en avant et vers le dedans. L'arc vertébral présente, juste en arrière des pédicules, les colonnes articulaires surmontées des processus articulaires supérieur et inférieur.

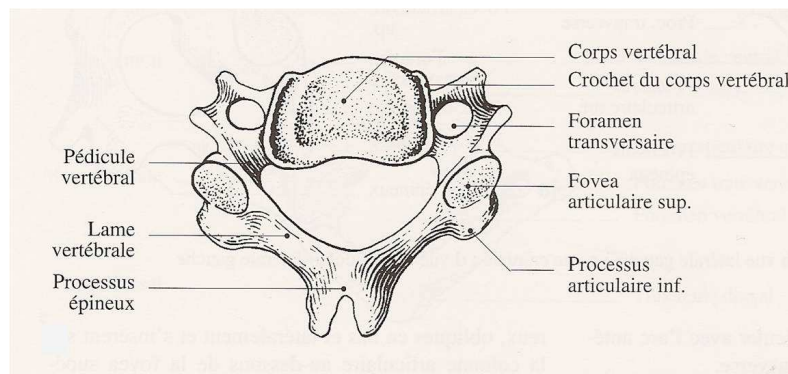


Fig 3 Vertèbre cervicale inférieure. Vue supérieure d'après R Louis ⁷⁴.

Les massifs ou processus articulaires présentent deux surfaces articulaires, l'une crâniale, l'autre caudale. Ces surfaces articulaires sont ovoïdes transversalement et obliques dirigées en avant, en dehors et en haut. La surface articulaire supérieure est très légèrement convexe dans toutes les directions regardant en haut et en arrière alors que la surface articulaire est, à l'opposé, très légèrement concave dans toutes les directions regardant en avant, en bas.

Les processus transverses s'insèrent par deux racines : une racine antérieure sur la face latérale du corps vertébral, et une racine postérieure au niveau de la face ventrale du massif artulaire. Ainsi se trouve délimité entre les deux racines du processus transverse et du pédicule, le foramen transversaire. Celui-ci livre passage à l'artère vertébrale, à des plexus veineux ainsi qu'au nerf vertébral végétatif. Les extrémités du processus transverse, dirigé en avant, en bas et vers le dehors, sont bi-tuberculées. La face crâniale des processus transverses est en forme de gouttière (gouttière du nerf spinal).

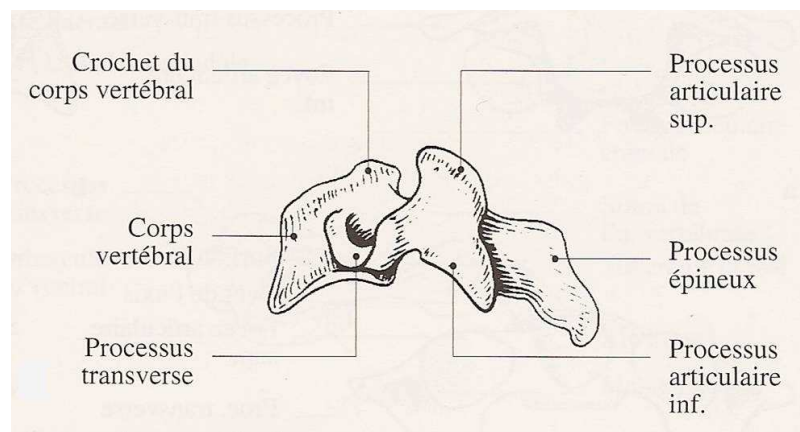


Fig 4 Vertèbre cervicale inférieure. Vue latérale d'après R Louis ⁷⁴.

Les lames vertébrales situées en arrière des massifs articulaires sont plus hautes que larges et inclinées en bas et en arrière. Elles se prolongent vers la ligne médiane par le processus épineux dont l'extrémité est bi-tuberculée et dont la face causale est creusée d'une gouttière. Le foramen vertébral ou canal médullaire compris entre le corps vertébral en avant et l'arc neural en arrière a une section triangulaire aux angles arrondis et à base ventrale. Il livre passage à la moelle épinière.

I.1.3 Les articulations des vertèbres cervicales inférieures

I.1.3.1 Généralités

De C2 à T1, les vertèbres cervicales s'unissent entre elles par trois articulations à chaque étage ou segment mobile (**fig 5**) : le disque intervertébral en avant et les deux articulations zygapophysaires en arrière (articulations des apophyses articulaires).

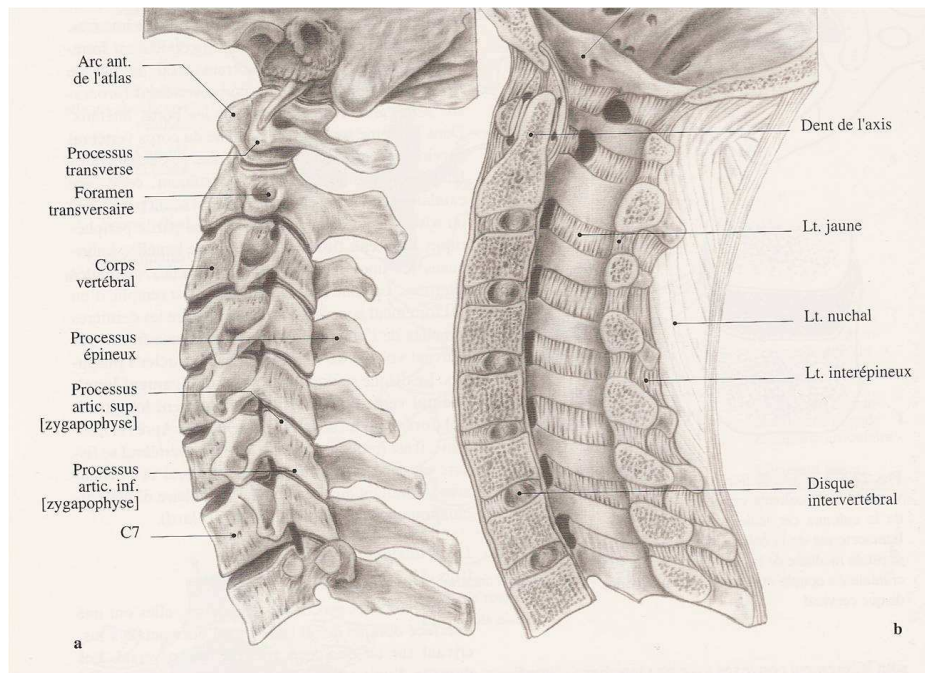


Fig 5 Vue latérale (a) et coupe sagittale médiane (b) du rachis cervical d'après R Louis ⁷⁴.

I.1.3.2 Le disque intervertébral

Le disque intervertébral s'insère sur les plaques cartilagineuses des plateaux vertébraux des vertèbres sus et sous-jacentes à partir du segment C2-C3. Il présente une épaisseur de 4-5 mm en moyenne soit environ 1/3 de la hauteur du corps vertébral. Le disque intervertébral peut se fissurer latéralement pour former une articulation unco-vertébrale (**fig 6**). Il comprend une partie centrale, le nucleus pulposus et une partie périphérique, l'annulus ou anneau fibreux.

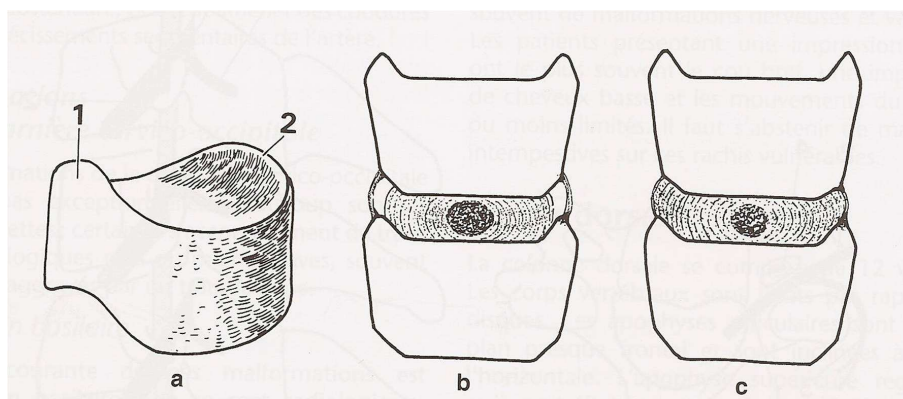


Fig 6 Les uncus et le disque intervertébral cervical d'après Maigne ⁷⁶. Les uncus sont caractéristiques du plateau supérieur de la vertèbre cervicale (1 et 2). Selon la conception classique (b) il existe une cavité articulaire (dite de Luschka). Selon la conception de Töndury, il n'y a pas d'articulation unco-vertébrale mais il décrit la présence de fissures latérales survenant tôt dans la vie (dès l'âge de 10 ans) au niveau de l'annulus.

Le nucléus comporte environ 85 % d'eau et se présente sous la forme d'un gel, incompressible chez l'adolescent, qui devient de plus en plus fibreux chez l'adulte. Il est mobile, déformable mais incompressible, répartissant les pressions dans toutes les directions et amortissant les chocs. L'annulus se présente sous la forme de lamelles constituées de fibres de collagène hautement organisées, ancrées dans les plateaux vertébraux, et dont l'orientation est identique au sein d'une même lamelle mais change totalement d'une couche à l'autre. Les plaques cartilagineuses sont situées à l'interface entre le disque et le corps vertébral, elles ont un rôle nourricier tout à fait primordial vis-à-vis du tissu discal en permettant le passage de liquides depuis la circulation des vertèbres.

Le nucleus est soumis à des pressions très importantes, environ 1.5 kg/cm² en position couchée et jusque 10 kg/cm² en position debout.

I.1.3.3 Les articulations zygapophysaires

Situées entre les massifs articulaires, les articulations zygapophysaires ont une interface oblique de 30 à 50° sur l'horizontale et s'inscrivent sur un ovoïde à grand axe transversal. Elles constituent une arthrodie avec la présence d'un cartilage, d'une capsule et d'une synoviale.

I.1.3.4 Les ligaments intervertébraux (**fig 5**)

Les moyens d'unions ligamentaires entre deux vertèbres cervicales sont d'avant en arrière :

- le ligament longitudinal antérieur, disposé en avant des corps vertébraux en formant une lame triangulaire à base inférieure depuis le tubercule pharyngien de l'os occipital jusqu'au rachis lombaire,
- le ligament longitudinal postérieur, large et rubané, disposé en arrière des corps vertébraux depuis le trou occipital jusqu'au sacrum, adhérent surtout à la face postérieure du disque intervertébral,
- le ligament jaune, large et peu épais, tendu verticalement entre la face ventrale de la lame sus-jacente et le bord crânial de la lame sous-jacente et transversalement de la face ventrale d'une capsule articulaire à l'autre avec une faible déhiscence sur la ligne médiane,
- les capsules articulaires,
- le ligament interépineux, mince et rectangulaire,
- le ligament sur-épineux qui se prolonge par un puissant ligament nuchal médian ou ligne blanche cervicale depuis la protubérance occipitale externe jusque C7.

I.1.4 Aspects biomécaniques généraux du rachis cervical normal

D'un point de vue biomécanique, le rachis cervical présente trois fonctions fondamentales : une fonction statique (posture), une fonction de stabilité et une fonction dynamique (mobilité).

I.1.4.1 Fonction statique

Le rachis cervical a un rôle statique tout à fait fondamental puisqu'il supporte le poids de la tête (environ 5 kg). Il est caractérisé par sa courbure physiologique appelée la lordose cervicale. Il existe cependant de nombreuses variations de cette courbure cervicale physiologique, le rachis cervical s'adaptant à l'orientation des courbures sous-jacentes (thoracique et lombaire). La lordose cervicale est considérée comme une adaptation de la colonne vertébrale à l'acquisition de la quadrupédie puis de la bipédie (**fig 7**).

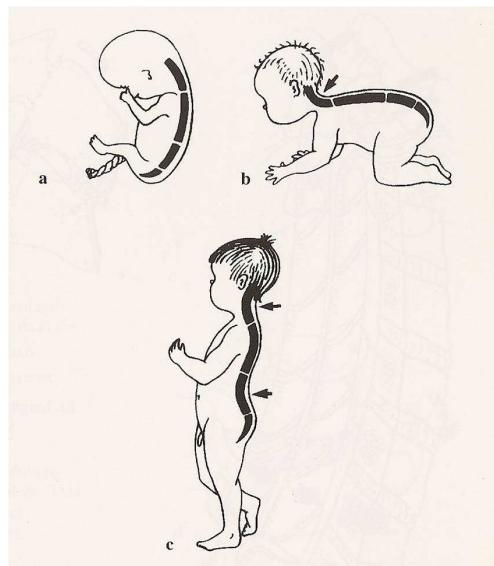


Fig 7 Fonction statique du rachis cervical d'après R Louis ⁷⁴.

I.1.4.2 Fonction de stabilité

La stabilité au sens clinique du terme peut se définir comme la capacité du rachis à maintenir la cohésion intervertébrale sous des contraintes physiologiques. Afin de caractériser cette fonction de stabilité, R Louis a introduit le concept de « système à 3 colonnes » (**fig 8**). Il décrit ainsi une colonne antérieure disco-corporéale et deux colonnes postérieures constituées par l'empilement des massifs articulaires droits et gauches. Le rachis apparaît ainsi comme un empilement de tabourets à 3 pieds, ce qui lui confère une stabilité verticale.

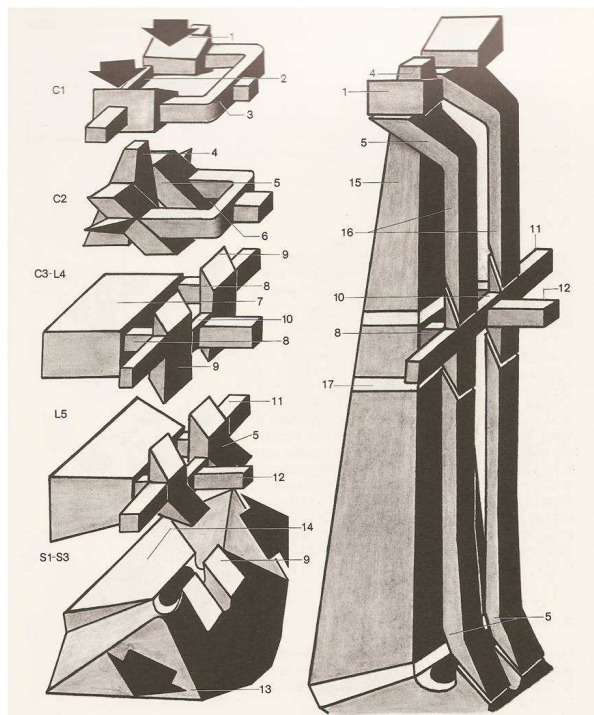


Fig 8 Fonction de stabilité du rachis d'après R Louis ⁷⁴.

Les plans des surfaces articulaires dorsales et du disque intervertébral sont opposés afin de renforcer la stabilité : c'est la théorie de la triangulation articulaire orthogonale (R Louis). Sur le plan horizontal, la stabilité est assurée par l'existence de freins osseux et disco-ligamentaires. En hyperflexion, la stabilité est assurée par le contact de butées osseuses : bord ventral des corps vertébraux, les facettes articulaires ; ainsi que par tous les ligaments situés en arrière de l'axe sagittal de rotation : ligament nuchal, ligament sur-épineux, ligament interépineux, ligament jaune, capsules articulaires, ligament longitudinal postérieur ; ainsi que par l'annulus postérieur (**fig 9**). En hyperextension, les butées osseuses sont représentées par le bord dorsal des corps vertébraux, les facettes articulaires, les processus épineux et le bord supérieur des lames ; les freins ligamentaires sont quant à eux constitués par l'annulus antérieur et le ligament longitudinal antérieur (**fig 9**). En rotation et inclinaison latérale, les butées osseuses sont représentées par les uncus et les facettes articulaires.

Toute perte de la stabilité vertébrale expose à des syndromes douloureux par sollicitations anormales des structures disco-ligamentaires et musculaires ainsi qu'à des déficits neurologiques par compression et/ou étirement des structures radiculo-médullaires.

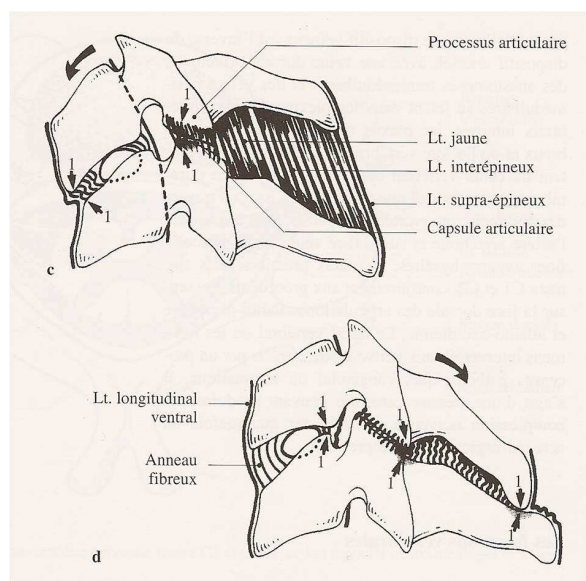


Fig 9 Freins osseux et disco-ligamentaires lors du mouvement d'hyperflexion (c) et d'hyperextension (d), d'après R Louis ⁷⁴.

I.1.4.3 Fonction dynamique

Le système articulaire du rachis cervical inférieur repose sur un complexe à trois articulations constitué par le disque intervertébral en avant et les articulations zygapophysaires en arrière. En flexion-extension, le centre moyen de rotation ne se situe ni au niveau du nucleus pulposus, ni en regard de l'interligne articulaire mais au niveau du corps vertébral de la vertèbre sous-jacente sous le plateau supérieur et environ au tiers postérieur de celui-ci. Cet axe moyen de rotation se situe d'autant plus haut que l'on descend le long du rachis cervical de C3-C4 vers C7-T1 ^{2,3,13}. Lors du mouvement de flexion-extension, le disque intervertébral subit ainsi un mouvement pendulaire inversé suivant un angle de 10/15° en moyenne (variable en fonction du niveau vertébral considéré) et un effet de translation antéro-postérieure pouvant atteindre 3 mm ^{13,35,57}. Ce mouvement est limité par la présence de freins osseux et disco-ligamentaires (**fig 9**). Les amplitudes segmentaires de flexion-extension sont estimées entre 10° et 20° au niveau du rachis cervical inférieur et sont plus importantes en C4-C5 et C5-C6 ^{13,35,57}. Ainsi la mobilité globale du rachis cervical inférieur en flexion-extension se situe autour de 100° (**fig 10**) ¹⁷.

En inclinaison latérale et en torsion axiale, il existe un couplage de ces deux mouvements dans la même direction au niveau du rachis cervical inférieur. Les amplitudes segmentaires d'inclinaison latérale sont estimées entre 5° et 10° au niveau du rachis cervical inférieur ^{13,81}.

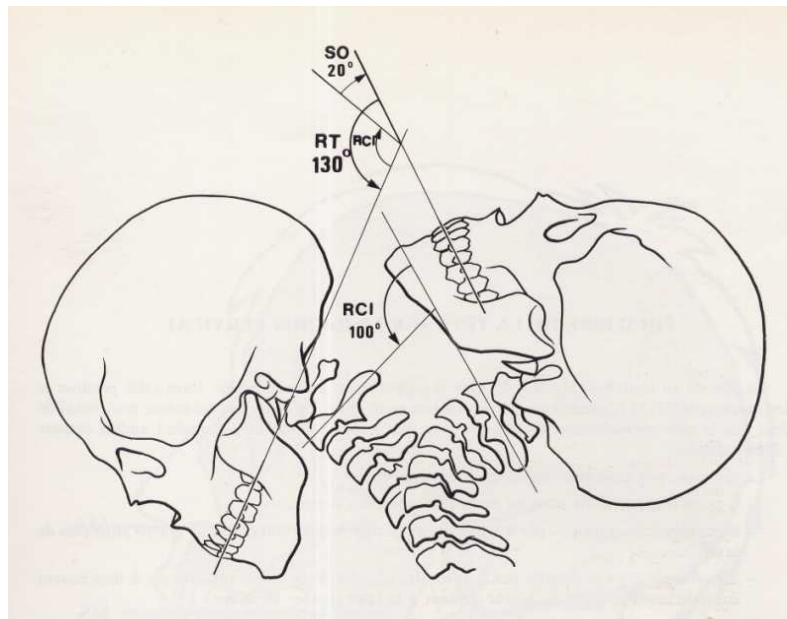


Fig 10 Mobilité du rachis cervical inférieur en flexion-extension. Elle est estimée autour de 100° pour le rachis cervical inférieur (RCI) et autour de 20/30° pour le rachis sous-occipital (RSO), d'après Kapandji ⁶¹.

I.2 PATHOLOGIE DEGENERATIVE DU RACHIS CERVICAL

I.2.1 La cervicarthrose

La cervicarthrose est une affection fréquente au-delà de 40 ans (elle touche environ 50% de la population à l'âge de 50 ans et 70-90 % de la population après 65 ans) et se caractérise par l'atteinte dégénérative des articulations du rachis cervical ^{25,26}. La dégradation des articulations touche le disque intervertébral en avant et les articulations zygapophysiales en arrière et s'accompagne classiquement d'une déformation en cyphose du rachis cervical (**fig 11**). Souvent asymptomatique, elle peut être responsable de 4 tableaux cliniques :

- la cervicalgie chronique invalidante (10-15 % des cas avec un tableau invalidant dans environ 5% des cas),
- la névralgie cervico-brachiale (NCB),
- la myélopathie cervicarthrosique,
- l'insuffisance vertébro-basilaire.

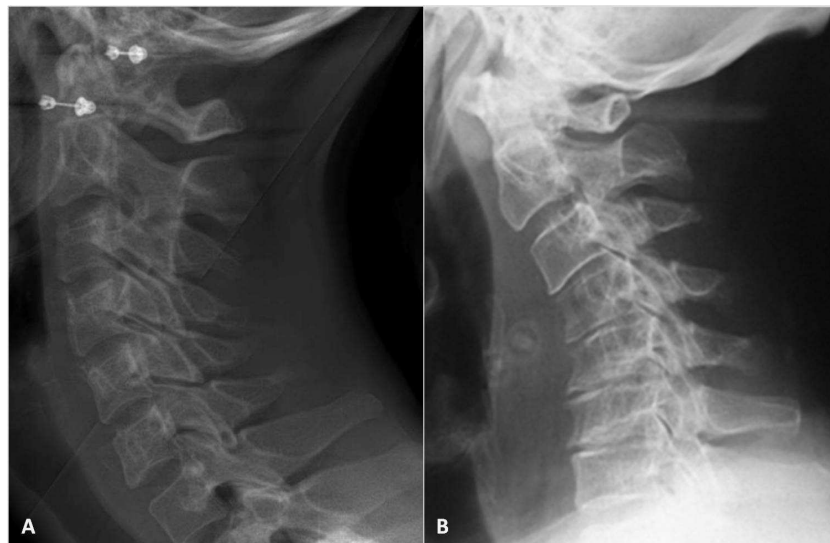


Fig 11 Aspects radiographiques de la cervicarthrose. Radiographies de profil montrant un rachis cervical sain (A) et un rachis cervical cervicarthrosique (B) avec pincements discaux étagés, ostéophytes et cyphose.

La névralgie cervico-brachiale (NCB) se définit par une cervicalgie associée à une douleur du membre supérieur dans un territoire radiculaire de C5 à T1. La NCB peut parfois s'accompagner d'un déficit neurologique sensitif et/ou moteur. On distingue les NCB communes des NCB symptomatiques d'une affection inflammatoire, infectieuse ou tumorale.

La NCB commune est dans la grande majorité des cas d'origine arthrosique (environ 9/10) et plus rarement d'origine discale.

La NCB d'origine arthrosique est secondaire à une compression de la racine nerveuse par une composante disco-ostéophytique antérieure et une ostéophytose zygapophysaire en arrière. Associés au pincement discal, ces remaniements dégénératifs aboutissent progressivement à une sténose du trou de conjugaison (**fig 12**).

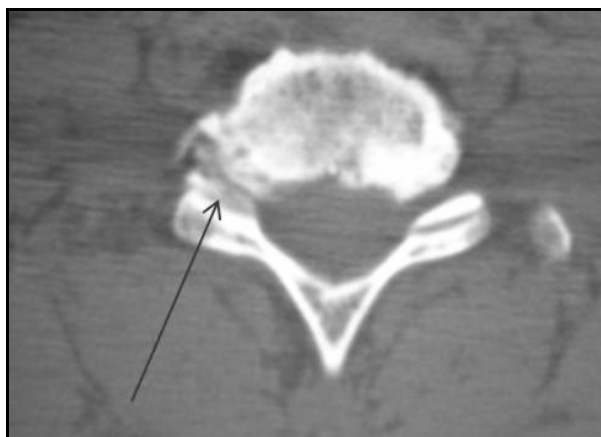


Fig 12 Uncarthrose C5-C6 droite. Celle-ci est responsable d'une sténose majeure du trou de conjugaison avec NCB déficitaire.

Le traitement de la NCB commune est médical en première intention associant antalgiques, anti-inflammatoires, décontracturants musculaires, collier cervical. Le traitement chirurgical est indiqué en cas de NCB hyperalgique, résistante au traitement médical et/ou en cas de déficit moteur important ¹⁵.

I.2.2 La fusion intervertébrale

La discectomie-arthrodèse par voie antéro-latérale constitue la technique chirurgicale de référence ¹⁵. C'est la technique « **ACDF** » selon les anglo-saxons (**A**nterior **C**ervical **D**iscectomy and **F**usion). L'abord antérieur du rachis cervical est relativement aisé de C3 à C7 permettant un accès direct aux disques intervertébraux du rachis cervical inférieur en passant entre l'axe viscéral oeso-trachéal en dedans et l'axe vasculaire jugulo-carotidien en dehors (**fig 13**).

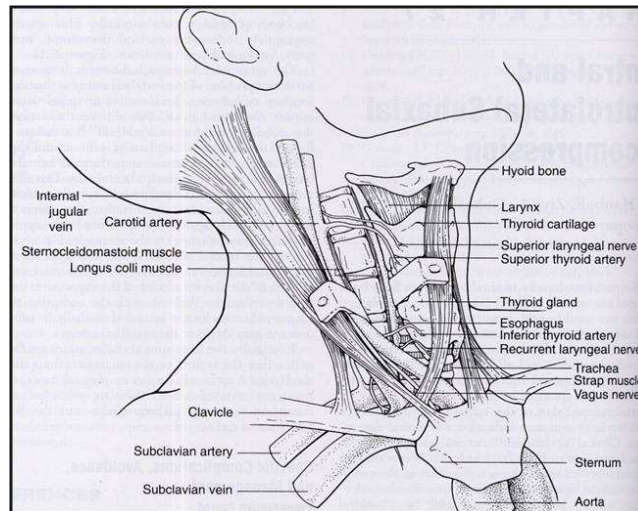


Fig 13 Abord antérieur du rachis cervical d'après Benzel ⁸.

La chirurgie consiste à réaliser une discectomie quasi-complète jusqu'au ligament longitudinal postérieur puis à réséquer les éléments disco-ostéophytiques compressifs à la partie antérieure du trou de conjugaison (**fig 14**). Le ligament postérieur souvent hypertrophié et compressif est le plus souvent réséqué jusqu'au plan dural, ce qui permet de libérer la partie proximale de la racine nerveuse. Après le temps de décompression, on réalise le plus souvent une arthrodèse intervertébrale en plaçant un greffon osseux au sein de l'espace discal (ou plus fréquemment une cage en polymères remplie de greffons osseux et/ou de substituts). Une ostéosynthèse par plaque vissée dans les corps vertébraux sus et sous-jacent est le plus souvent associée.

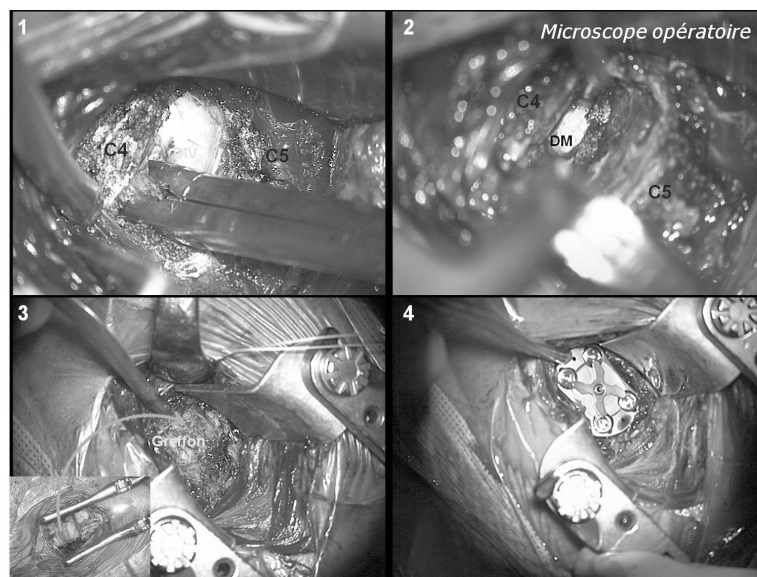


Fig 14 Principaux temps opératoires de l'arthrodèse cervicale par voie antérieure. 1- discectomie. 2- décompression radiculaire. 3- greffe intersomatique. 4- ostéosynthèse par plaque cervicale vissée. Source : Hôpital P Wertheimer, Lyon.

L'intérêt de réaliser une arthrodèse est de maintenir la hauteur intersomatique, de restaurer la lordose segmentaire et de stabiliser le segment dégénératif (**fig 15**). Le but est donc d'obtenir une fusion osseuse intervertébrale complète et définitive.

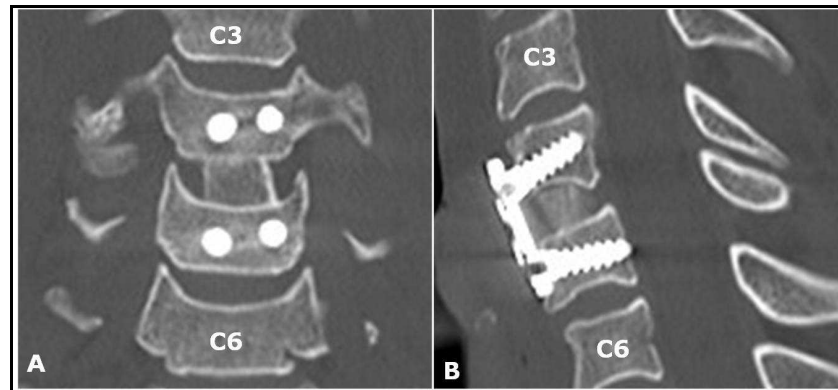


Fig 15 Tomodensitométrie après discectomie-arthrodèse C5-C6 en coupes coronale (A) et sagittale (B).

Il s'agit d'une technique très efficace et la plupart des auteurs estiment que la chirurgie aboutit une disparition de la NCB dans plus de 90 % des cas ^{15,112}. L'effet sur la cervicalgie est par contre plus aléatoire.

Cette technique présente néanmoins quelques inconvénients : tout d'abord la perte de la mobilité segmentaire responsable d'une raideur cervicale, surtout invalidante en cas d'arthrodèse pluri-étagée. Il existe également un risque d'hypersollicitation des étages adjacents à l'arthrodèse pouvant aboutir à une dégénérescence précoce de ces segments (**fig 16**).

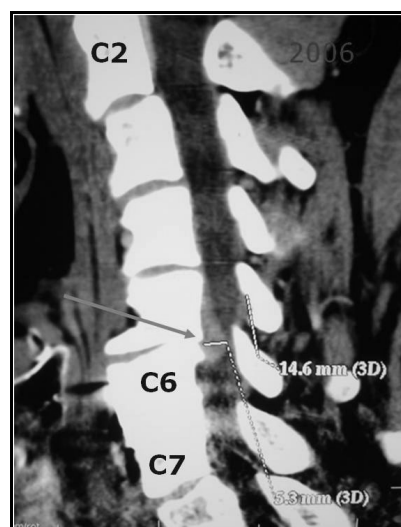


Fig 16 Dégénérescence du niveau adjacent après arthrodèse. Hernie discale C5-C6 symptomatique 3 ans après une fusion C6-C7.

Les études biomécaniques supportent dans l'ensemble le concept de surcharge de contraintes au niveau des segments adjacents à une fusion. Les résultats de ces études restent toutefois assez variables et dépendent beaucoup des protocoles expérimentaux utilisés (cf I3).

Enfin l'arthrodèse expose également le patient à un certain nombre de complications mécaniques comme le risque de pseudarthrose, la migration et/ou la rupture du matériel d'ostéosynthèse (cage, plaque et/ou vis), nécessitant parfois une réintervention ^{45,47,49}.

I.3 LA DEGENERESCENCE DU SEGMENT ADJACENT

La fusion intervertébrale avec discectomie-arthrodèse constitue depuis les années 1950 la technique chirurgicale de référence pour la prise en charge de la névralgie cervico-brachiale¹¹². Bien que cette technique soit très efficace pour soulager la douleur radiculaire, les effets à long terme de la fusion intervertébrale restent controversés. En effet, certains auteurs considèrent que la fusion d'un segment cervical expose les segments adjacents au risque d'hypersollicitation mécanique pouvant aboutir à une dégénérescence précoce de ces segments avec un risque accru de réintervention^{54,55}. Au contraire, d'autres auteurs estiment que la dégénérescence des niveaux adjacents n'est que la conséquence du vieillissement naturel du rachis^{50,53}.

Le but de ce chapitre est donc de faire le point sur l'état des connaissances et les données de la littérature concernant cette problématique de la dégénérescence du segment adjacent (DSA). Afin de présenter les résultats issus de la littérature d'une manière intelligible pour le lecteur, nous avons choisi de les subdiviser en deux grandes catégories : d'un côté les études clinico-radiographiques (surtout descriptives) et de l'autre les études biomécaniques (*In Vitro*, Modélisation & *In Vivo*).

I.3.1 Données cliniques et radiographiques

Les principaux articles cliniques ayant étudié l'incidence de la dégénérescence des segments adjacents (DSA) après fusion intervertébrale sont résumés dans le tableau 1 de synthèse ci-après (**tableau 1**) et classés par ordre chronologique de publication.

Tableau 1 Etudes cliniques et radiographiques concernant la dégénérescence du segment adjacent (DSA) après arthrodèse.

Auteurs	n	Recul moyen (mois)	DSA symptomatique	Réintervention pour DSA	DSA radiologique	FDR
Capen et al <i>Clin Orthop, 1985</i>	212	42	-	-	61 % (n=36/59)	
Herkowitz et al <i>Spine, 1990</i>	44 - 28 fusions antérieures - 16 décompression post	50	-	-	- 50% pour décompression postérieure - 41% pour fusion antérieure	
Bohlman et al <i>JBJS Am, 1993</i>	122	72	9 % (n=11/122)	7,4 % (9/122)	-	
Goffin et al <i>J Spinal Dis, 1995</i>	25 (pathologie traumatique)	84	-	-	60 % (n=15/25)	fusion > 1 niveau
Gore et al <i>Spine, 1998</i>	50	252	33 % (n=16/48)	16,5 % (n=8/48)	96 % (n=48/50) - niveaux sup et inf 39,6 % (n=19/48) - niveau sup 43,8 % (n=21/48) - niveau inf 16,7 % (n=8/48)	
Hilibrand et al <i>JBJS Am, 1999</i>	374 (409 fusions)	-	14,2 % soit <u>2,9 % / an</u> Risque de développer DSA à 10 ans 25,6 %	-	-	- C5-C6 & C6-C7 - fusion monosegmentaire > plurisegmentaire - signes dégénératifs préexistants
Katsuura et al <i>Eur Spine J, 2001</i>	42	120	19 % (8/42)	-	50 % (n=21/42)	- segment fusionné en cyphose (DSA = 77%) - cyphose globale du rachis cervical

FDR Facteur de risque de développer une dégénérescence du niveau adjacent (DSA)

(Suite tableau 1)

Auteurs	n	Recul moyen (mois)	DSA symptomatique	Réintervention pour DSA	DSA radiologique	FDR
Ishihara et al <i>Spine J, 2004</i>	112	114	16,9 % (n=19/112)	6,3 % (7/112)	-	signes dégénératifs préexistants (IRM) <u>Pas d'impact</u> : - nbre de niveaux opérés - alignement du rachis en préop
Kulkarni et al <i>JNS Spine, 2004</i>	44	17,5	-	-	75% en IRM (n=34/44) : - légère 17/34 - modérée 10/34 - sévère 6/34	cyphose préopératoire
Park et al <i>JBJS Am, 2005</i>	118	25,7	-	-	-	Ossification du ligament longitudinal antérieur si distance plaque-disque adjacent (d) est < 5 mm <u>Ossification selon d < ou > 5 mm</u> : - niveau crânial : 67% versus 24% - niveau caudal : 45% versus 5%
Yue et al <i>Spine, 2005</i>	71	86	16,9 %	16,9 % (tous réopérés)	73,2 % (n=52) Niveau sup 31 %, Niveau inf 27 %, Niveaux sup et inf 15 %	pas d'impact du nombre de niveaux opérés

FDR Facteur de risque de développer une dégénérescence du niveau adjacent (DSA)

Le papier le plus cité sur ce sujet est probablement celui d'Alan Hilibrand et al paru dans le Journal of Bone and Joint Surgery (version américaine) en 1999 ⁵⁴. Ces auteurs ont étudié de façon prospective 374 patients ayant subi une arthrodèse cervicale pour NCB ou myélopathie (soit un total de 409 fusions intervertébrales mono et plurisegmentaires). Il s'agit d'une étude prospective avec cependant certaines limitations car le suivi ne semble pas avoir été régulier, la cohorte ne comportant plus que 53 patients à 10 ans.

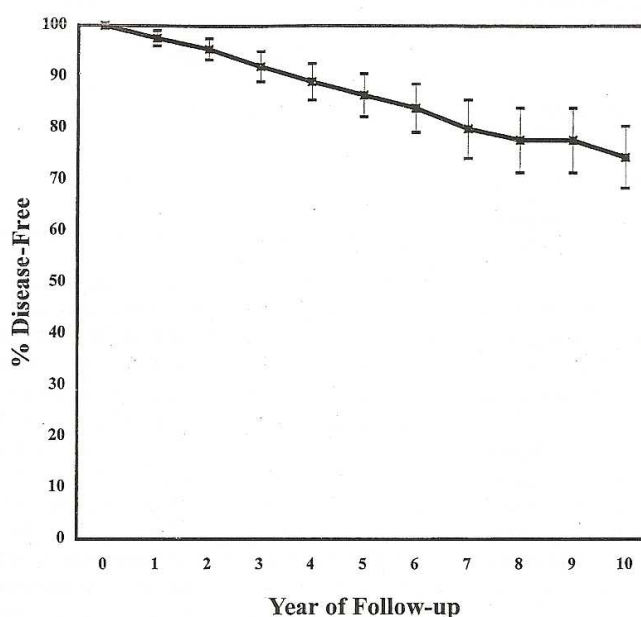


Fig 17 Etude de Hilibrand ⁵⁴. Courbe de survie (type Kaplan-Meier) d'une population de patients opérés d'une arthrodèse intervertébrale et ne développant pas de dégénérescence symptomatique des segments adjacents à la fusion intervertébrale.

L'incidence annuelle de développer une dégénérescence symptomatique du segment adjacent a été mesurée à 2,9 % par an (cf courbe de survie ci-dessus). Les auteurs ont ainsi estimé le risque de développer une atteinte symptomatique aux niveaux adjacents après fusion à 10 ans autour de 25,6 %.

Dans une étude similaire publiée en 2005, Ishihara et al ⁵⁹ ont rapporté une prévalence légèrement inférieure avec une DSA de 16,9 % à 9 ans et ce à travers une population de 112 patients.

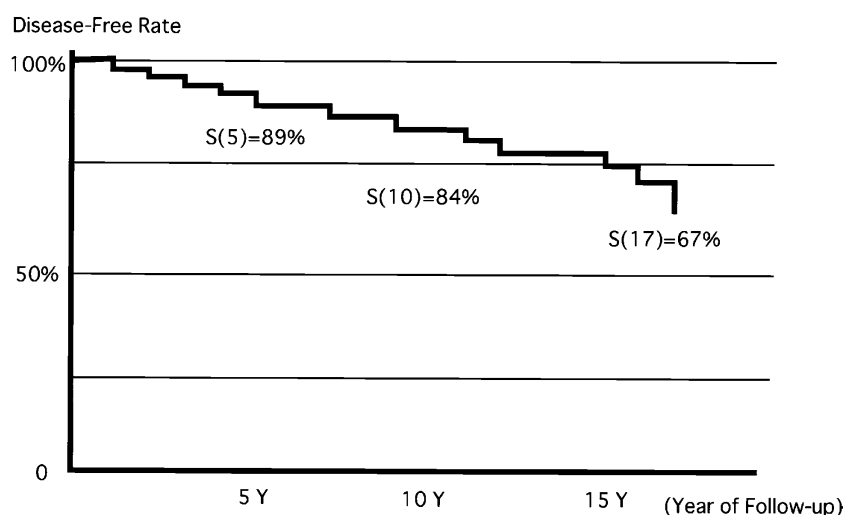


Fig 18 Etude d'Ishihara ⁵⁹. Courbe de survie (type Kaplan-Meier) d'une population de patients opérés d'une arthrodèse intervertébrale et ne développant pas de dégénérescence symptomatique des segments adjacents à la fusion intervertébrale.

La dégradation dégénérative radiologique des segments adjacents est beaucoup plus fréquente que l'atteinte clinique ; Goffin et al ⁴⁷, par exemple, rapportent 92 % de modifications radiographiques à long terme après fusion cervicale avec un taux de réinterventions de 6,1 %.

Finalement nous pouvons retenir que la DSA est très fréquente sur le plan radiologique (jusqu'à 92 % des patients) alors que le risque annuel de développer une DSA symptomatique est estimée entre 1.5 et 5 % selon les études avec une prévalence selon les séries entre 7 et 33 %. De façon logique, plus le recul de la série est important, plus la prévalence est forte. La présence de signes radiographiques de dégénérescence en préopératoire (protrusion discale en IRM) ressort régulièrement comme facteur associé à un risque plus important de présenter une DSA symptomatique. Une cyphose post-opératoire semble constituer également un facteur de risque de développer une DSA symptomatique ⁶².

Toutefois ces études ne permettent pas de déterminer si la dégradation des segments adjacents observée est réellement la conséquence de la fusion ou l'histoire naturelle du vieillissement rachidien. Quelle est la part liée à l'histoire naturelle de la maladie dégénérative du rachis cervical et celle liée à la technique chirurgicale ? En effet, les patients opérés une première fois pour une NCB ou une myélopathie constituent une population particulière qui a tendance à développer des atteintes dégénératives cervicales et qui dès lors se distingue de la population normale. Pour répondre à cette question, il faudrait ainsi comparer de manière prospective et à long terme deux populations : une population de patients non opérés (ou opérés mais non fusionnés) et une population de patients fusionnés. Nous n'avons pas retrouvé ce type d'étude dans la littérature hormis l'étude d'Herkowitz ⁵³ (mais échantillon limité) ; la plupart des études publiées jusque-là étaient de type observationnel.

Une étude intéressante mais un peu ancienne, publiée par Gruss en 1983 ⁵⁰, a rapporté la présence de DSA après fusion dans différents contextes : dégénératif, traumatique, tumoral et infectieux. Il apparaissait clairement que les patients opérés initialement pour une pathologie dégénérative présentaient beaucoup plus fréquemment des signes radiologiques de DSA que les patients opérés d'une fusion pour une autre indication, suggérant ainsi que la DSA était liée avant tout à l'histoire naturelle de la maladie dégénérative, et de façon plus secondaire à la technique chirurgicale. Une étude similaire, publiée par Goffin et al ⁴⁵, ayant comparé deux groupes de patients fusionnés, l'un pour une pathologie traumatique et l'autre pour une pathologie dégénérative, va également dans ce sens en retrouvant une prévalence de DSA nettement supérieure pour le groupe dégénératif.

I.3.2 Données biomécaniques

I.3.2.1 *In Vitro*

Les différents travaux biomécaniques expérimentaux ont cherché à mettre en évidence une augmentation des contraintes au niveau des segments adjacents à une fusion en recherchant notamment s'il existait une augmentation de la mobilité et/ou une augmentation des pressions intra-discales au niveau de ces segments. Les principaux travaux expérimentaux publiés dans la littérature sont résumés dans le tableau de synthèse ci-après (**tableau 2**) et classés par ordre chronologique de publication.

Tableau 2 Etudes *In Vitro* évaluant le comportement biomécanique des segments adjacents à une arthrodèse.

Auteurs	n	Protocole : effort imposé (E) ou déplacement imposé (D)	Efforts	Niveau de l'arthrodèse	Augmentation de la pression intradiscale (PID) aux niveaux adjacents (comparaison arthrodèse / intact)	Augmentation de la mobilité aux niveaux adjacents (comparaison arthrodèse / intact)
Fuller et al <i>Spine, 1998</i>	5	D Flexion 20° Extension 10°	Couple	1, 2 et 3 niveaux	-	Répartie de façon assez homogène à ts les niveaux adjacents <u>D'autant + marquée que le nbre de niveaux arthrodésés est important :</u> 1 niveau: augment mob + 10/20 % 2 niveaux: augm mob + 30/60 % 3 niveaux: augm mob + 60/110 %
Pospiech et al <i>Neurosurg, 1999</i>	7	E 0,5 N.m	Couple	C4-C5	<u>C3-C4</u> : + 35% en FE, + 56% en TA, + 31% en IL <u>C5-C6</u> : + 110% en FE, + 174 % en TA, + 58 % en IL	-
Eck et al <i>Spine, 2002</i>	6	D Flexion 20° Extension 15°	Effort de flexion	C5-C6	<u>C4-C5</u> : + 73,2 % en Flexion <u>C6-C7</u> : + 45,3 % en Flexion Augmentation non signific en Extension	- Flex : C4-C5 (+27%) > C6-C7 (+13%) - Ext : C6-C7 (+15%) > C4-C5 (+8%)
Rao et al <i>Spine, 2005</i>	7	E 2,5 N.m	Couple	C5-C6	Aucune différence en termes de PID Variation PID < 30 % pour ttes les sollicitations	Aucune différence en termes de mobilité
Park et al <i>JNS Spine, 2007</i>	5	D Flexion 15°; Extension 10°; Inclinaison 10°	Effort de flexion	C5-C7	Augmentation PID en C4-C5 en Flexion, Extension et Inclinaison	Augmentation Mobilité en C4-C5 en Flexion, Extension et Inclinaison

Ainsi, bien que les résultats dépendent fortement des conditions expérimentales (en particulier protocoles en effort imposé ou en déplacement imposé), la plupart de ces travaux biomécaniques expérimentaux sont en faveur d'une augmentation des contraintes aux niveaux adjacents à une arthrodèse dès lors que l'on essaie de reproduire le mouvement intact dans toute son amplitude (principe des protocoles en déplacement imposé), ce à quoi on pouvait fort logiquement s'attendre. Ces travaux ont également permis de quantifier ces changements aux niveaux adjacents en termes de mobilité et de pression intra-discale. Néanmoins ces observations *In Vitro* restent relativement éloignées des conditions *In Vivo* : on peut raisonnablement penser que le sujet ne cherchera pas à reproduire toute l'amplitude de mobilité sans trouver d'autres mécanismes de compensation ; ainsi, l'augmentation réelle du risque de dégénérescence des segments adjacents liée à la fusion (autrement dit imputable à la technique chirurgicale utilisée) est difficile à déterminer précisément.

I.3.2.2 Simulation numérique

Nous avons retrouvé quelques travaux biomécaniques reposant sur la méthode des éléments finis et analysant les conséquences d'une arthrodèse en termes de répartition des contraintes aux niveaux des segments adjacents (**tableau 3**). Ces études sont beaucoup plus fréquemment rapportées au niveau du rachis lombaire qu'au niveau du rachis cervical.

Tableau 3 Simulations numériques à travers la littérature analysant le comportement biomécanique du segment adjacent après arthrodèse.

Auteurs	Modèle	Sollicitation	Résultats
Maiman et al <i>Biomed Mater Eng, 1999</i>	C4-C5-C6	Compression, FE et IL	Augmentation des contraintes au niveau adjacent (disque +++) et au niveau du corps vertébral adjacent
Lopez-Espina et al <i>Spine, 2006</i>	3D C3-C7	Moment 1N.m en FE, IL et RA (50N)	<ul style="list-style-type: none"> - Augmentation des contraintes au niveau du disque adjacent (nucleus/annulus/plateaux) jusqu'à 96% en IL - Augmentation des contraintes au niveau des facettes en extension ++ - Augmentation 2 nx > 1 niveau

L'intérêt de la modélisation est de pouvoir analyser précisément la distribution des contraintes au sein des unités fonctionnelles rachidiennes. Les travaux de Maiman ⁷⁷ et de Lopez ⁷³ semblent montrer que l'augmentation de contraintes après arthrodèse est surtout observée au niveau du disque intervertébral immédiatement adjacent à la fusion.

I.3.2.3 *In Vivo* (analyses cinématiques)

Les études *In Vivo* ont cherché à analyser la cinématique des niveaux adjacents à une fusion intervertébrale afin de déterminer si l'hypermobilité de ces segments mise en évidence lors des travaux expérimentaux était également retrouvée dans une population de patients. Les principales études publiées dans la littérature sont résumées dans le tableau de synthèse ci-après (**tableau 4**).

Nous pouvons retenir des études *In Vivo* qu'il ne semble pas y avoir de changements significatifs à court terme (1 ou 2 ans de recul) mais qu'en revanche à long terme, une hypermobilité peut être observée au-dessus d'une fusion intervertébrale. Les études restent toutefois peu nombreuses.

Tableau 4 Etudes *In Vivo* 2D ayant analysé la cinématique des segments adjacents après arthrodèse.

Auteurs	n	Etude	Recul moyen (mois)	Augmentation de mobilité
Baba et al <i>Spine, 1993</i>	106	rétrospective	100	Augmentation significative de mobilité en Flexion-Extension pour le niveau adjacent crânial <u>FDR</u> : Arthrodèses multi-niveaux
Reitman et al <i>Spine, 2004</i>	21	prospective	13	Pas de différence de mobilité préop versus postop (en moyenne)
Hilibrand et al <i>Spine, 2006</i>	25	prospective	3	Mobilité sujets sains (n=10) > patients en préop ET postop Mobilité patients postopératoire > préopératoire Pas de données spécifiques sur les niveaux adjacents
Cheng et al <i>JNS Spine, 2007</i>	30 sujets (- 10 sains - 10 non opérés - 10 opérés)	prospective	-	<u>Mobilité du niveau</u> : - supérieur : 13,4° versus 3,7° (opérés/sains) - inférieur : 8,8° versus 4,8° (opérés/sains)
Kolstad et al <i>Spine, 2007</i>	46 (fusions 1 niveau)	prospective	12	Pas de différence entre les mesures de mobilité préopératoire et à 1 an en flexion-extension Idem pour mesures de translation antéro-postérieure Ceci pour niveau adjacent crânial et caudal

Préop *Préopératoire*
Postop *Postopératoire*

I.3.3 Synthèse

Cette analyse exhaustive de la littérature nous permet de souligner un certain nombre de données essentielles concernant la problématique de la dégénérescence du segment adjacent :

- le risque de survenue d'une dégénérescence symptomatique et radiologique du segment adjacent est relativement bien documenté. Le risque de DSA symptomatique peut être estimé autour de 2 à 3 % par an ; les modifications radiologiques sont beaucoup plus fréquentes (jusqu'à 92 % des patients).
- en revanche, la cause de la DSA est beaucoup plus controversée et il n'est pas possible d'affirmer que la fusion est responsable de cette dégradation, l'histoire naturelle de la maladie dégénérative disco-articulaire cervicale étant probablement au premier plan.
- il existe toutefois des facteurs de risque de DSA qui sont directement en rapport avec la technique chirurgicale et donc potentiellement évitables (comme une plaque cervicale antérieure trop proche du disque adjacent et/ou un rachis fusionné en cyphose).
- les études biomécaniques donnent des résultats assez variables en fonction du protocole utilisé mais permettent de quantifier les variations de mobilité et de pressions intra-discales. A déplacement angulaire identique, il est certain qu'il existe une augmentation des contraintes aux niveaux adjacents après arthrodèse (avec augmentation de mobilités et de pressions). Cela reflète en fait le surplus de contraintes imposé aux niveaux adjacents si le sujet mobilisait son rachis cervical inférieur avec la même amplitude, ce qui n'est pas nécessairement ce qui se passe *In Vivo*.
- les études radiographiques dynamiques *In Vivo* restent peu nombreuses et ne mettent pas en évidence d'hypermobilité à court terme, ce qui est plutôt en contradiction avec les conclusions des travaux expérimentaux.

I.4 CONCEPT DE L'ARTHROPLASTIE CERVICALE

Devant les conséquences d'une rigidité complète et définitive des segments opérés, l'arthroplastie cervicale est apparue logiquement comme une alternative à la fusion intervertébrale ^{34,58,71,72,104}. Le concept fondamental de l'arthroplastie cervicale est de conserver la mobilité intervertébrale permettant ainsi, au moins en théorie, un comportement plus physiologique du segment rachidien opéré en maintenant un certain degré de mobilité (**fig 19**).

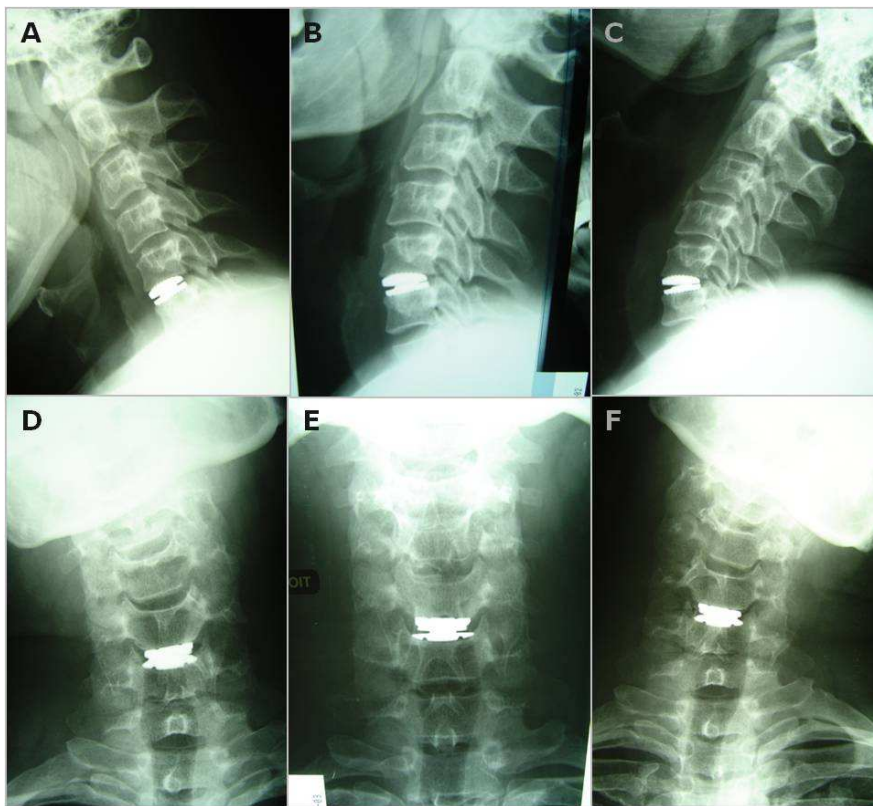


Fig 19 Arthroplastie cervicale C5-C6. Radiographies neutres (B et E) et dynamiques mettant en évidence la mobilité segmentaire *In Vivo* en flexion-extension (A et C) et en inclinaison latérale droite (D) et gauche (F) 6 mois après l'intervention chirurgicale

Historiquement, les prothèses de hanche ont remplacé progressivement les techniques d'arthrodèses. Bien qu'efficaces, le retentissement fonctionnel des arthrodèses n'était pas négligeable. De plus, celles-ci exposaient le membre inférieur controlatéral à une dégradation précoce.

De la même manière, le principe de l'arthroplastie discale est de remplacer le disque intervertébral par un implant dont le but est d'essayer de se rapprocher le plus possible de ses fonctions physiologiques : fonction dynamique, rôle de transmission des forces, fonction de stabilité et de maintien de la hauteur segmentaire intervertébrale. Toutefois, la comparaison avec les prothèses de hanche présente des limites : la cinématique du mouvement intervertébral est complexe avec la mise en jeu de trois articulations, le disque n'est pas une articulation de type rotule et la présence des éléments neurologiques rendent les choses particulièrement complexes.

Nous pouvons ainsi synthétiser le cahier des charges des prothèses discales cervicales sur le plan biomécanique :

- 1/ préservation ou restauration de la mobilité segmentaire en terme d'amplitude de mobilité, mais également en terme de qualité du mouvement (mouvements couplés, position des centres de rotation)
- 2/ répartition physiologique des contraintes (facettes et des éléments disco-ligamentaires)
- 3/ stabilité
- 4/ maintien ou restauration de la balance sagittale, en particulier de la lordose cervicale segmentaire et globale

Nous verrons dans le chapitre suivant que les données de la littérature apportent un certain nombre de réponses sur la capacité des modèles actuels d'arthroplastie cervicale à respecter ce cahier des charges biomécanique.

Par ailleurs, nous verrons que différents modèles de prothèses discales cervicales sont actuellement disponibles (cf Chapitre 2), ceux-ci étant le plus souvent classés en fonction de leur degré de contrainte ^{39,40,69,106}:

- systèmes à noyau fixe (3 ou 4 degrés de liberté : 3 rotations \pm 1 translation)
- implants à noyau mobile (5 degrés de liberté : 3 rotations et 2 translations)
- implants à milieu continu (6 degrés de liberté c'est-à-dire 3 rotations et 3 translations)

Les prothèses peuvent également être classées ^{69,70,121} en fonction de leur géométrie ou de la nature des biomatériaux qui constituent leurs surfaces articulaires (surfaces de contact). Les conséquences de tel ou tel paramètre sur le comportement biomécanique de ces prothèses restent finalement peu connues et peu explorées.

Ainsi, avant d'exposer nos travaux originaux, il nous est apparu important de synthétiser et de présenter, au sein de ce mémoire, l'état actuel des connaissances sur la biomécanique des prothèses discales cervicales, objet du chapitre suivant.

CHAPITRE II COMPORTEMENT BIOMECHANIQUE DES ARTHROPLASTIES CERVICALES : DONNEES DE LA LITTERATURE

Concernant la revue de la littérature, différents travaux de thèse récemment menés au sein du Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM ont concerné la biomécanique du rachis cervical (thèses de B Watier en 1997, MA Rousseau en 2007, C Lansade en 2010). Dans ces travaux, une revue exhaustive de la littérature concernant la biomécanique du rachis cervical normal était systématiquement rapportée. Dès lors, il ne nous paraissait ni utile ni pertinent de rapporter de nouveau de manière exhaustive ces données dans notre mémoire de thèse.

Aussi, nous avons choisi de nous consacrer plus spécifiquement à la biomécanique de l'arthroplastie cervicale et particulièrement aux travaux *In Vitro* et *In Vivo* publiés ces dernières années sur le comportement biomécanique des prothèses discales cervicales.

II.1 CONCEPTS FONDAMENTAUX

II.1.1 Unité Fonctionnelle Rachidienne (UFR)

Le segment mobile rachidien, ou unité fonctionnelle rachidienne (UFR), est constitué de deux vertèbres adjacentes et de leurs moyens d'union disco-ligamentaires (**fig 20**). C'est la plus petite unité permettant l'étude du comportement biomécanique d'un segment rachidien. Elle constitue un système articulé complexe composé de trois articulations : le disque intervertébral en avant et les deux articulations zygapophysiales en arrière.

Les anglo-saxons parlent de « FSU » pour Functional Spinal Unit.

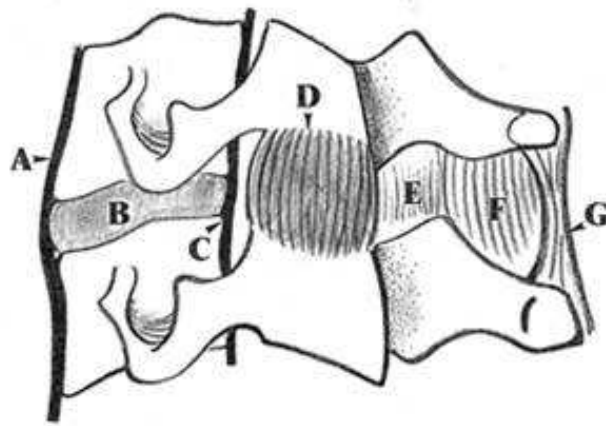


Fig 20 Unité fonctionnelle rachidienne. Encore appelée segment mobile rachidien, celle-ci est constituée par deux vertèbres adjacentes et leurs moyens d'union disco-ligamentaires. D'avant en arrière, on retrouve : A ligament longitudinal antérieur, B disque intervertébral, C ligament longitudinal postérieur, D capsule articulaire, E ligament jaune, F ligament interépineux, G ligament surépineux d'après C Laporte [« Les entorses du rachis cervical inférieur », Maitrise-orthopédique.com].

II.1.2 Plans de références

II.1.2.1 Etude du corps humain

L'étude de la cinématique nécessite de définir des axes et des plans de référence afin de caractériser le déplacement de l'objet étudié par rapport à ce système de référence (**fig 21**). En anatomie humaine, ce système de référence est défini à partir de la position de Poirier (patient debout face à l'observateur). Le plan sagittal médian est le plan de symétrie du corps, il divise celui-ci en deux moitiés droite et gauche. Les structures proches de ce plan sont dites médiales alors que les structures plus éloignées sont dites latérales. Le plan transversal est orthogonal au plan sagittal et sépare le corps en une partie crâniale (proche de la tête) et une partie caudale (proche de la queue). Enfin, le plan coronal est orthogonal au plan sagittal et sépare le corps en une partie ventrale (antérieure) et une partie dorsale (postérieure).

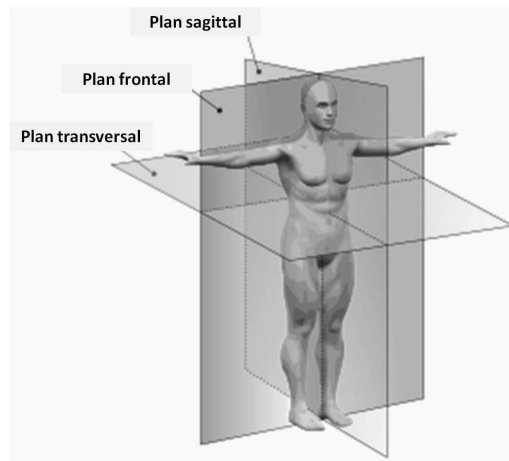


Fig 21 Plans de référence du corps humain.

Les axes de référence sont définis par rapport à ces plans de référence : l'axe antéro-postérieur est l'axe orthogonal au plan coronal, l'axe crânio-caudal est l'axe orthogonal au plan transversal et l'axe transversal (droit-gauche) est l'axe orthogonal au plan sagittal.

II.1.2.2 Etude du rachis

En accord avec la norme ISO 2631 (VDI 2057) et la conférence de consensus de la Scoliosis Research Society (publiée dans Spine en 1994 ¹²³), un système de référence orthogonal, tridimensionnel, a été déterminé. Celui-ci est défini par 3 axes orthogonaux : l'axe x sagittal, l'axe y frontal et l'axe z vertical.

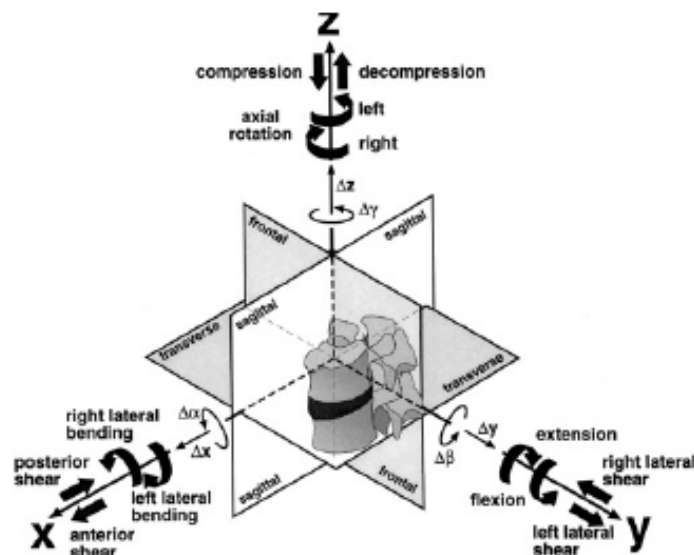


Fig 22 Repère X,Y,Z rattaché au rachis d'après Wilke ¹³³.

C'est ce système de références qui est utilisé au Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM.

Ainsi, les déplacements d'un objet dans ce système de référence peuvent correspondre à une :

- rotation autour de Y (R_y) : flexion (+) et extension (-)
- rotation autour de X (R_x) : inclinaison latérale droite (+) et gauche (-)
- rotation autour de Z (R_z) : torsion axiale droite (-) et gauche (+)

- translation le long de l'axe Y (T_y) : translation latérale droite (-) et gauche (+)
- translation le long de l'axe X (T_x) : translation sagittale antérieure (+) et postérieure (-)
- translation le long de l'axe Z (T_z) : translation verticale vers le haut (+) et vers le bas (-)

II2 TYPES DE PROTHESES DISCALES CERVICALES

II2.1 Classification cinématique

Différents modèles de prothèse discale cervicale sont actuellement disponibles. D'un point de vue cinématique, les prothèses discales sont classées en fonction de leurs degrés de liberté ^{39,69,106}.

On distingue tout d'abord les prothèses à 3 degrés de liberté c'est-à-dire autorisant une rotation dans les trois plans. Ces modèles sont caractérisés par une articulation sphérique et correspondent à un fonctionnement de type rotule. En admettant que les surfaces de contact restent congruentes au cours du mouvement, le centre de rotation est fixe et confondu avec le centre de la rotule. Ce sont des systèmes dits contraints (**fig 23**). En fonction du degré de couverture de la partie sphérique, il est certain que des phénomènes de micro-décollement deviennent possibles autorisant alors des mouvements de translation supplémentaires.

Dès lors qu'il existe un ou deux degrés de mobilité supplémentaire, correspondant généralement à la possibilité de translation antéro-postérieure et/ou latérale, on parle de systèmes semi-contraints. Ce sont les modèles à 4 ou 5 degrés de liberté.

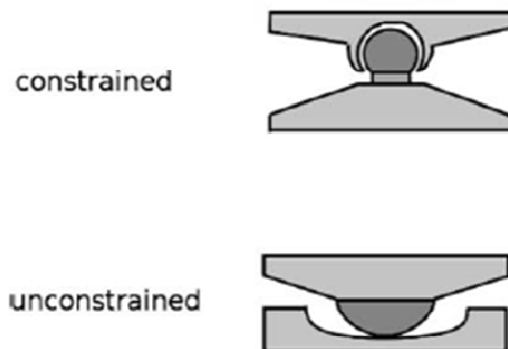






Fig 23 Classification de Galbusera ³⁹.

Enfin, il existe des prothèses autorisant 6 degrés de liberté c'est-à-dire permettant des mouvements de rotation et translation dans les trois plans. Ce sont des systèmes dits non contraints, se rapprochant de la cinématique du disque intervertébral natif. Il s'agit classiquement des prothèses à milieu continu.

II.2.2 Modèles existants

Tableau 5 Exemples de modèles actuels de prothèses discales cervicales.

Implant	Modèle	Surfaces de contact	Spécificité	Cinématique (ddl)
Prestige™ Medtronic		Métal/ métal	Joint sphérique Rail autorisant la translation antéro-postérieure	4 ddl CGR crânial
Bryan™ Medtronic		Métal/ polyéthylène	Double joint sphérique	3 ddl CGR non fixe
ProDisc-C™ Synthes		Métal/ polyéthylène	Joint sphérique	3 ddl CGR caudal
Discocerv™ Scient'x-Alphatec		Céramique/ céramique	Joint sphérique	3 ddl CGR crânial

CGR Centre « géométrique » de rotation (centre de rotation théorique en l'absence de conflits cinématiques)

ddl Degré de liberté

(Suite tableau 5)

Implant	Modèle	Surfaces de contact	Spécificité	Cinématique (ddl)
PCM™ <i>Cervitech</i>		Métal/ polyéthylène	Joint sphérique	3 ddl CGR caudal
M6™ <i>Spinal kinetics</i>		Non applicable	Milieu continu : <u>Nucleus</u> : polymère <u>Annulus</u> : fibres en polyéthylène	6 ddl CGR non fixe
Cervicore™ <i>Stryker</i>		Métal/ métal	Liaison double pivot (forme de selle)	2 ddl CGR crânial dans le plan frontal et caudal dans le plan sagittal
MobiC™ <i>LDR</i>		Métal/ polyéthylène	Joint sphérique Translation antéro- postérieure et latérale possible du plateau en polyéthylène	5 ddl CGR caudal
Baguera™ <i>Spineart</i>		Données non disponibles	Joint sphérique Translation verticale	4 ddl CGR caudal

ddl Degrés de liberté

CGR Centre géométrique de rotation

Nous pouvons constater qu'il existe un grand nombre de modèles d'arthroplastie cervicale^{34,39,71,72,121}. Les différences principales entre ces modèles portent sur :

- la géométrie
- les biomatériaux utilisés
- la technique chirurgicale d'implantation

Sur le plan cinématique, la géométrie de l'implant va influencer la nature du mouvement qui est restitué. Les principaux paramètres géométriques sont :

- la nature de l'articulation (contrainte/semi-contrainte/non contrainte)
- la position crâniale ou caudale du centre de rotation
- le positionnement antéro-postérieur du centre de rotation au niveau des plateaux de la prothèse
- le rayon de courbure de l'articulation sphérique

Cependant, l'analyse cinématique d'une prothèse discale isolée reste théorique. Il est important de pouvoir évaluer le comportement de l'implant au sein de son environnement naturel représenté par l'unité fonctionnelle rachidienne. Les études In Vitro sur spécimens anatomiques permettent ce type d'évaluation.

II3 EVALUATIONS IN VITRO

II.3.1 Données de la littérature

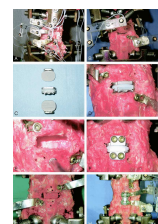
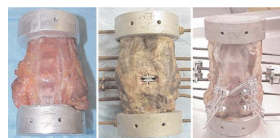
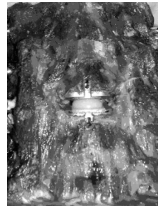
Le principe des expérimentations *In Vitro* est d'évaluer le comportement biomécanique de spécimens anatomiques dans différentes configurations après application d'efforts. Les paramètres mesurés sont essentiellement des paramètres cinématiques (amplitudes de mobilité) permettant d'établir une relation spécifique effort-déplacement pour chaque spécimen testé. Peu de travaux expérimentaux se sont intéressés aux prothèses discales cervicales. A travers une revue approfondie de la littérature à partir de la base de données Pubmed, nous avons pu identifier 9 études *In Vitro* ayant évalué le comportement biomécanique des prothèses discales cervicales implantées sur des spécimens anatomiques.

Seules les études expérimentales sur rachis cervicaux humains ont été retenues. Les critères d'exclusion étaient : modélisation numérique, études animales, études *In Vivo*.

Comme nous le verrons dans la discussion, connaître précisément la nature du protocole utilisé est un point essentiel afin de pouvoir interpréter les résultats des travaux. Aussi, nous avons choisi de présenter les données de la littérature sous la forme de trois tableaux de synthèse :

- un premier tableau relativement détaillé concernant les protocoles expérimentaux utilisés : matériel/méthodes/implant testé (**tableau 6**)
- un deuxième tableau consacré aux paramètres mesurés (**tableau 7**)
- enfin, un troisième tableau pour les résultats (**tableau 8**)

Tableau 6 Protocoles expérimentaux utilisés à travers les études *In Vitro* portant sur les prothèses discales cervicales.

Auteurs	n	Implant testé	Protocole	Type d'efforts	Configurations testées	Longueur spécimen	Illustration
McAfee et al <i>Spine, 2003</i>	7	PCM™	Effort imposé	Couples 3D	7	Rachis C3-C7	
DiAngelo et al <i>J Spinal Disord Tech, 2003</i>	4	Prestige™	Déplacement imposé FE et IL	Effort de flexion	3	Rachis C2-T1	-
Wigfield et al <i>J Spinal Disord Tech, 2003</i>	9	Bristol™	Déplacement imposé en compression (200 N)	Effort de compression et de flexion	3	Rachis C2-T1	-
DiAngelo et al <i>Neurosurg Focus, 2004</i>	6	ProDisc-C™	Déplacement imposé	Effort de flexion	3	Rachis C2-T1	
Puttlitz et al <i>Spine, 2004</i>	6	ProDisc-C™	Effort imposé Avec et sans précharge	Couples 3D 1 N.m	2	Rachis C2-C7	

(Suite Tableau 6)

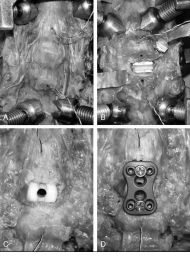
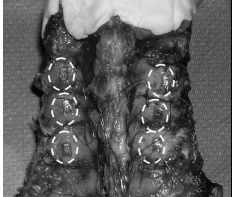
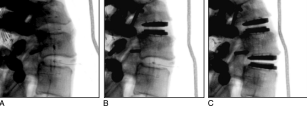
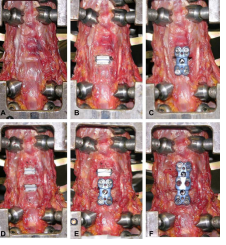
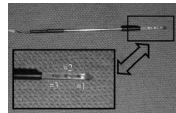

Auteurs	n	Implant testé	Protocole	Type d'efforts	Configurations testées	Longueur spécimen	Illustration
Dmitriev et al <i>Spine, 2005</i>	10	PCM™	Protocole hybride	Couples 3D	4	Rachis C3-T1	
Chang et al <i>J Neurosurg Spine, 2007</i>	18	ProDisc-C™ & Prestige™	Effort imposé Précharge 100 N	Couples 3D 2 N.m	<u>3 groupes</u> : - Arthrodèse (n=6) - ProDisc-C (n=6) - Prestige (n=6)	Rachis C3-T2	
Phillips et al <i>Spine, 2009</i>	6	Discover™	Effort imposé Précharge 150 N	Couples 3D 1,5 N.m	3	Rachis C3-C7	
Cunningham et al <i>Spine J, 2010</i>	8	PCM™	Protocole hybride	Couples 3D 3 N.m	6	Rachis C4-T1	

Tableau 7 Paramètres mesurés à travers les études *In Vitro* portant sur les prothèses discales cervicales.

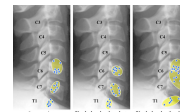
	Mvts principaux	Mvts couplés	Niveaux adjacents	CMR	Efforts facettes	PID
McAfee et al <i>Spine, 2003</i>	+	-	-	-	-	-
DiAngelo et al <i>J Spinal Disord Tech, 2003</i>	+	-	+	-	-	-
Wigfield et al <i>Spinal Disord Tech, 2003</i>	-	-	+ (PID)	-	-	+
DiAngelo et al <i>Neurosurg Focus, 2004</i>	+	-	+	-	-	-
Puttlitz et al <i>Spine, 2004</i>	+	+	-	-	-	-
Dmitriev et al <i>Spine, 2005</i>	+	-	+ AM	-	-	+
Chang et al <i>J Neurosurg Spine, 2007</i>	-	-	-	-		+
Phillips et al <i>Spine, 2009</i>	+	-	+ AM	-	-	-
Cunningham et al <i>Spine J, 2010</i>	+	-	+ AM		-	-

CMR Centres moyens de rotation

PID Pression intradiscale

AM Amplitude de mobilité

Tableau 8 Principaux résultats des études *In Vitro* portant sur les prothèses discales cervicales (données de la littérature).

Auteurs	Résultats en termes de mobilité	Résultats en termes de pression intra-discale (PID)	Efforts facettaires	Remarques
McAfee et al <i>Spine, 2003</i>	Stabilité discectomie > stabilité discectomie + résection du ligament longitudinal postérieur	-	-	Article centré surtout sur le rôle du LLP (ligament longitudinal postérieur)
DiAngelo et al <i>J Spinal Disord, 2003</i>	Aucune différence entre intact et PDC pour niveau implanté et niveaux adjacents	-	-	Pas de sollicitation en TA
Wigfield et al <i>Spinal Disord Tech, 2003</i>	-	En flexion : Profil de PID identique entre spécimens intacts et arthroplastie	-	Sollicitation uniquement en flexion : Efforts réels appliqués ?
DiAngelo et al <i>Neurosurg Focus, 2004</i>	Pas de différence significative entre intact et PDC pour le niveau instrumenté et niveaux adjacents sauf en extension	-	-	Ce travail souligne l'intérêt du protocole en déplacement imposé pour l'analyse des niveaux adjacents
Puttlitz et al <i>Spine, 2004</i>	Pas de différence significative entre intact et PDC (mouvements principaux et couplés)	-	-	-
Dmitriev et al <i>Spine, 2005</i>	Pas de différence significative entre intact et PDC	Aucune différence PID entre intact et PDC	-	Souligne l'intérêt du protocole hybride Comparaison avec la fusion +++
Chang et al <i>J Neurosurg Spine, 2007</i>	-	Différence < 10% pour PID niveaux adjacents (intacts versus prothèses)	+95% pour ProDisc-C et +25% pour Prestige en extension	Seule étude ayant analysé les efforts au niveau des facettes
Phillips et al <i>Spine, 2009</i>	Mobilité PDC (12,3°) > mobilité intact (8,6°) en Flexion-extension Une seconde prothèse ne modifie pas la cinématique de la prothèse sus-jacente	-	-	Pas de comparaison avec l'arthrodèse
Cunningham et al <i>Spine J, 2010</i>	Maintien des mobilités pour les configurations prothèse 1 et 2 niveaux versus rachis intacts Pas de différence en termes de CMR pour rachis _{intact} et rachis _{prothèse}	-	-	 Intérêt des CMR lors des tests In Vitro

II.3.2 Discussion

A travers cette revue de la littérature, nous pouvons constater qu'il existe une relative importante variabilité des protocoles expérimentaux utilisés rendant les études difficilement comparables entre elles. Toutefois, un certain nombre d'informations sur la biomécanique *In Vitro* des prothèses discales cervicales peuvent être extraites de ces travaux.

La majorité des travaux publiés met en évidence la capacité des prothèses discales cervicales à maintenir des amplitudes de mobilité proches de celles des rachis intacts, et ceci dans les trois plans. Les études comparatives, prothèse versus arthrodèse, soulignent généralement assez clairement, comme on pouvait s'y attendre, la différence de comportement entre ces deux types d'implant. Ces résultats semblent similaires quel que soit le type de prothèse testée, ce qui peut paraître plus inattendu. Un certain nombre de commentaires nécessitent d'être apportés :

- Tout d'abord, les paramètres cinématiques mesurés sont essentiellement des paramètres quantitatifs relatifs aux amplitudes de mobilité. Peu d'informations permettent finalement de caractériser la nature du mouvement restitué. Une seule étude ¹⁰⁵ s'est intéressée aux mouvements couplés en inclinaison latérale et torsion axiale ; or, il est bien établi que cet aspect est caractéristique de la cinématique du rachis cervical normal. De même, une seule étude ²⁸ a rapporté l'analyse des centres moyens de rotation.
- Par ailleurs, ces travaux *In Vitro* sont le plus souvent réalisés sur un faible nombre de spécimens anatomiques, ce qui peut limiter la pertinence des tests statistiques. Seule une différence importante entre deux conditions (pour des échantillons appariés) sera statistiquement significative. En conséquence, même si les moyennes de mobilité entre les rachis intacts et prothésés peuvent apparaître parfois assez différentes, la plupart des études concluent à l'absence de différence significative. Les résultats seraient-ils identiques avec un échantillon plus important ?
- La mesure de la pression intradiscale et/ou des efforts facettaires constitue un moyen d'évaluation biomécanique intéressant en parallèle de la cinématique ^{21,32,132}. En effet, l'estimation de ces paramètres représente l'un des rares moyens de calculer directement les efforts transmis au niveau de l'unité fonctionnelle rachidienne.

- Enfin, les expérimentations *In Vitro* permettent d'évaluer les conséquences d'une instrumentation rachidienne sur les segments adjacents. L'analyse de la littérature nous montre que les résultats sont clairement différents en fonction du protocole utilisé. Deux points nous semblent ici particulièrement importants à souligner :

1) La façon dont les efforts sont appliqués sur le rachis influe sur la transmission de ceux-ci au sein des unités fonctionnelles. Bien que l'application de couples purs soit la seule méthode permettant de connaître aisément l'effort transmis au niveau de chaque unité fonctionnelle, certains travaux ont appliqué un effort de compression axiale sur la vertèbre supérieure sans précision sur la valeur de l'effort réel exercé au niveau de l'unité instrumentée ^{29,30,132}. Panjabi et al ^{87,88} distingue trois méthodes pour appliquer un effort sur un segment rachidien : soit un effort de cisaillement (transmission d'un moment croissant jusque la base), soit un effort de compression axiale (moment parabolique le long du segment et dépendant de la courbure du rachis), soit enfin un couple pur sur la vertèbre supérieure.

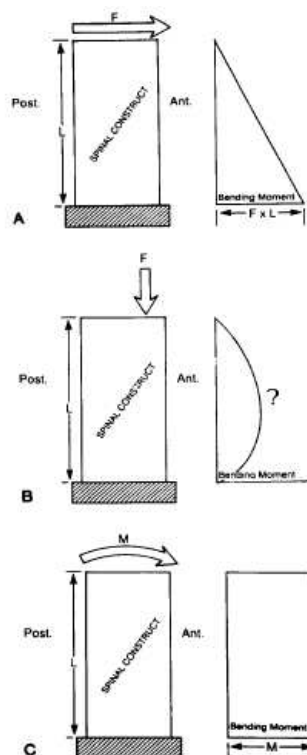


Fig 24 Méthodes d'application d'un effort sur un rachis selon Panjabi ⁸⁸.

Panjabi recommande l'utilisation d'un couple pur pour connaître l'effort appliqué au niveau de chaque unité fonctionnelle, le couple se transmettant intégralement à chaque segment rachidien. Il est tout à fait fondamental de connaître le couple appliqué au niveau du segment instrumenté si l'on souhaite pouvoir comparer les résultats d'une étude à l'autre, ceci étant vrai pour l'analyse des segments instrumentés comme pour celle des segments adjacents.

2) Il existe deux principaux protocoles utilisés lors des expérimentations *In Vitro* : protocole en effort imposé et protocole en déplacement imposé ^{43,44}.

Dans le premier cas, le principe est d'appliquer un couple pur sur la vertèbre supérieure pour toutes les configurations testées. Comme nous l'avons vu ci-dessus, le couple appliqué est invariable d'un segment à l'autre et ce quelle que soit la rigidité du segment sus ou sous-jacent. L'intérêt de ce protocole peut paraître limité pour étudier l'influence d'une instrumentation sur les niveaux adjacents puisque quelle que soit la rigidité de l'instrumentation, l'effort appliqué sur le rachis adjacent sera finalement constant.

Concernant le protocole en déplacement imposé, le principe est d'imposer au segment rachidien un déplacement angulaire identique pour toutes les configurations. Dès lors que l'on rigidifie une partie du rachis (en réalisant une arthrodèse par exemple), l'effort à appliquer pour obtenir le même déplacement sera plus important permettant de souligner les changements aux niveaux adjacents. Le risque est toutefois d'appliquer des efforts non physiologiques avec lésions anatomiques irréversibles. Une augmentation minime de déplacement risque d'entraîner une augmentation importante des efforts.

Il existe en fait un troisième protocole dit protocole hybride et décrit initialement par Panjabi ⁸⁷⁻⁸⁹. Le principe est d'appliquer un couple pur (généralement entre 1,5 et 3 N.m) sur le rachis intact, de mesurer le déplacement résultant puis de reproduire ce même déplacement (quitte à changer la valeur du couple appliqué) pour toutes les configurations suivantes. Les travaux ayant utilisé ce protocole ^{28,32} ont permis d'objectiver des différences assez nettes de comportement des niveaux adjacents (prothèse versus arthrodèse), que ce soit en termes de mobilité ou de variations de pression intradiscale (cf tableau de synthèse). Une variante, proposée au LBM, est d'utiliser le protocole en effort imposé puis d'analyser le comportement du rachis à un même niveau de déplacement, en mesurant celui-ci sur le segment instrumenté le plus rigide, ceci pour éviter d'imposer un déplacement excessif.

II.3.3 Problématique de la précharge

Il est souvent reproché aux évaluations *In Vitro* de reproduire des conditions expérimentales relativement éloignées des conditions *In Vivo*, et en particulier de ne pas suffisamment prendre en compte l'action musculaire ^{44,133}.

La plupart des auteurs considèrent que l'action de la musculature paravertébrale associée au poids de la tête génère une force de compression axiale sur le rachis cervical ^{41,82,91,92}. Afin de tenir compte de cette mise en compression physiologique du rachis cervical et de se rapprocher ainsi un peu plus des conditions *In Vivo*, différents auteurs ont proposé d'appliquer une précharge en compression sur le rachis testé (**tableau 9**).

Ces travaux ont bien montré qu'après application d'un effort de compression, la rigidité d'un segment rachidien était augmentée (multipliée par deux environ), l'augmentation de celle-ci étant probablement liée aux propriétés biomécaniques du disque intervertébral ainsi qu'à la majoration du contact facettaire.

Gardner-Morse ⁴¹ retrouva également, sur des rachis ovins, un comportement plus linéaire des segments testés avec augmentation du coefficient de rigidité.

Par ailleurs, les travaux expérimentaux, en particulier ceux rapportés par Patwardhan ⁹¹⁻⁹⁴, ont montré que la façon dont cette précharge est appliquée déterminait formellement la capacité du rachis à supporter une force de compression axiale (**fig 25**). En effet, l'application d'une force de compression purement verticale sur le rachis cervical entraîne une modification importante de la courbure, liée à un effet de couple soit en flexion soit en extension suivant la posture initiale du rachis, ainsi qu'une rupture précoce du système. Au niveau cervical, il est impossible d'appliquer une précharge au-delà de 10/20 Newtons, comme cela a été mis en évidence dans les travaux de Panjabi et Patwardhan.

Afin de réduire le moment de flexion lié à l'application d'une force de compression purement verticale, Patwardhan a proposé une méthode originale ^{91,92}, appelée « load follower ». Celle-ci consiste à appliquer une force de compression de façon segmentaire, perpendiculaire à l'espace discal, en utilisant un système de câbles guidés au niveau de chaque vertèbre, non plus verticaux mais parallèles à la courbure du rachis (**fig 26**).

Comme au niveau du rachis lombaire ⁹¹, Patwardhan a montré que la méthode du « load follower » permettait d'appliquer une précharge en compression sur le rachis cervical beaucoup plus importante (autour de 120 Newtons) permettant ainsi de se rapprocher des valeurs physiologiques.

Tableau 9 Application de le précharge lors des tests *In Vitro* (données de la littérature).

Auteurs	n	Etage	Conditions	Protocole
Patwardhan et al <i>Spine, 1999</i>	5	Lombaire	In Vitro	Compression axiale versus follower (1200N)
Patwardhan et al <i>Spine, 2000</i>	6	Cervical	In Vitro	Compression axiale versus follower (250N)
Rohlmann et al <i>Spine, 2001</i>	10	Lombaire	In Vitro	Sans / avec follower
Miura et al <i>Spine, 2002</i>	6	Cervical	In Vitro	Avec follower (100 N) Comparaison de différentes valeurs de couples en fonction du mouvement (FE, TA et IL) : - 1 :1 :1 N.m et - 2 :4 :2 N.m, respectivement
Patwardhan et al <i>J Orthop Res, 2003</i>	21	Lombaire	In Vitro	Follower en position Neutre / Fléchie
Gardner-Morse et al <i>J Orthop Res, 2003</i>	6	Lombaire (cochons)	In Vitro	Sans / avec follower
Renner et al <i>J Biomech, 2007</i>	-	Lombaire	MEF	Sans / avec follower

MEF Modélisation en éléments finis

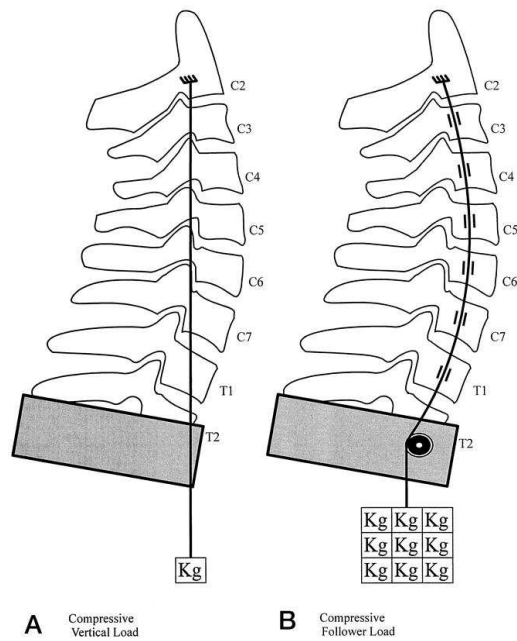


Fig 25 Méthodes pour appliquer une précharge au niveau du rachis cervical lors d'expérimentations *In Vitro* (d'après Patwardhan ⁹²): compression axiale simple (A) et compression selon la méthode du follower (B).

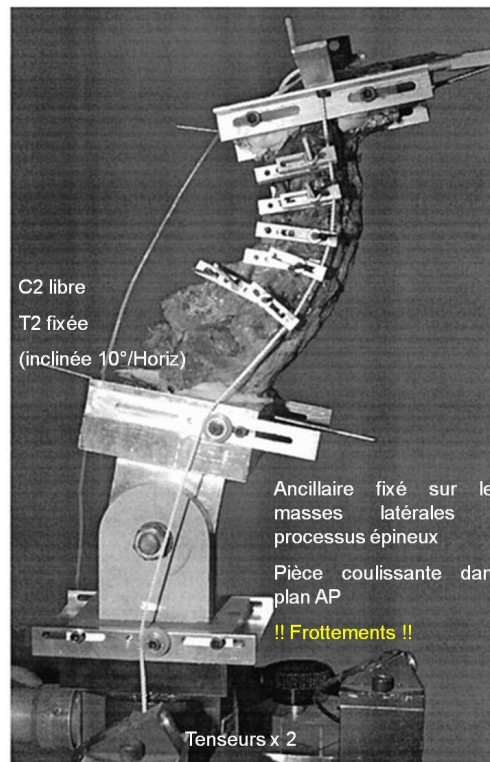


Fig 26 Méthode du load follower décrite par Patwardhan ⁹². La précharge est appliquée de façon tangentielle à la courbure du rachis.

L'application d'une précharge selon la méthode du « load follower » apparaît ainsi comme une méthode séduisante et efficace pour reproduire un peu mieux l'action de la musculature paravertébrale et se rapprocher des conditions biomécaniques *In Vivo*.

Toutefois, les conséquences de l'application d'un « load follower » sur la cinématique intervertébrale et sur la transmission des efforts le long du rachis n'ont pas été complètement évaluées. Il existe également une controverse quant au placement antéro-postérieur du follower au niveau de chaque segment rachidien (**tableau 10**). Imposer une charge axiale en un point précis alors que le centre de rotation évolue au cours du mouvement risque effectivement d'entraîner une cinématique non physiologique au niveau de l'unité fonctionnelle.

Tableau 10 Modalités de placement du follower load.

Placement follower	Repère anatomique fixe	Réglage antéro-postérieur
Auteurs	Rohmann et al <i>Spine</i> , 2001 Puttlitz et al <i>Spine</i> , 2004	Patwardhan et al <i>Spine</i> 1999 Patwardhan et al <i>Spine</i> 2000
Avantages	1- proche du CMR théorique 2- simplicité 3- standardisé 4- encombrement limité	1- pas de modification de la courbure initiale du rachis
Inconvénients	Changement probable de la courbure initiale du rachis cervical	1- complexe 2 - encombrement 3- risque d'avoir un follower loin du CMR physiologique

CMR Centre moyen de rotation

Si nous replaçons la problématique de la précharge dans le cadre de notre thèse, il apparaît que la mise en compression du rachis pourrait sensiblement modifier le comportement biomécanique d'une prothèse discale cervicale. En effet, contrairement à une instrumentation rigide telle qu'une ostéosynthèse par cage et plaque vissée par exemple, les prothèses discales sont à risque de présenter des micro-décollements soit au niveau de leur surfaces de contact soit au niveau de l'interface os-prothèse. La force de cohésion physiologique représentée *In Vivo* par le poids de la tête et par l'action de la musculature paravertébrale permet de limiter ces phénomènes de micro-décollements.

Durant les expérimentations *In Vitro*, ces phénomènes pourraient être restreints en assurant la mise en compression segmentaire du rachis permettant ainsi de reproduire un comportement biomécanique de l'implant proche de celui observé *In Vivo*.

Cependant, il s'agit d'une technique qui reste controversée ^{44,133} puisque celle-ci alourdit sensiblement le protocole expérimental, et affecte potentiellement la biomécanique physiologique du rachis. Cette controverse souligne l'intérêt d'une évaluation rigoureuse de l'influence de follower load sur le comportement biomécanique du rachis cervical.

II4 MODELISATIONS

II.4.1 Principes généraux

Le principe de la modélisation est de réaliser un découpage de la structure étudiée (discrétisation) en un nombre fini d'éléments, de forme géométrique simple, puis d'attribuer à chaque élément des propriétés mécaniques en fonction du matériau qu'il représente.

La première étape consiste donc à acquérir la géométrie de l'objet dont on souhaite faire la modélisation. La géométrie des vertèbres peut être obtenue à partir de différentes sources : pièces anatomiques, données radiographiques d'un ou de plusieurs sujets, coupes tomodensitométriques transversales, millimétriques provenant d'un seul sujet ^{40,51,70,80}.

Vient ensuite l'étape de la discrétisation, c'est-à-dire la création du maillage en un nombre fini d'éléments de forme géométrique simple. Chaque élément est décrit par des points particuliers appelés « nœuds » de l'élément. Afin de discrétiser une vertèbre, celle-ci est généralement divisée en zones anatomiques, par exemple : corps vertébral, facettes, lames et apophyses épineuses et transverses. Les moyens d'union sont également modélisés : LLA, LLP, capsules articulaires, LJ et LIE. Les capsules articulaires sont modélisés à l'aide d'éléments câbles insérés sur les facettes supérieures et inférieures, et les ligaments sont représentés par des éléments câbles insérés sur les nœuds des vertèbres adjacentes.

Les caractéristiques mécaniques proviennent le plus souvent des données de la littérature et intéressent : l'os cortical, l'os spongieux, les plateaux cartilagineux, l'annulus, les ligaments et les capsules articulaires. Il faut souligner leur grande variabilité d'un individu à l'autre, rendant compte du fait qu'il s'agit de tissus biologiques et non pas de matériaux.

Une fois que le modèle est constitué, il est possible d'analyser la réponse de celui-ci à des sollicitations mécaniques.

Il est fondamental que le modèle prenne en compte la non-linéarité du comportement mécanique du rachis cervical avec une rigidité initiale faible et une rigidité finale plus importante. Celui-ci est surtout le fait des propriétés non-linéaires des ligaments vertébraux et du disque intervertébral ainsi qu'à certains contacts en fin de course notamment au niveau des facettes. Afin de reproduire la non-linéarité, différentes méthodes peuvent être utilisées : nous pouvons tout d'abord faire varier le module d'Young des ligaments et/ou du disque (E faible à la phase initiale puis E plus important par la suite) ; nous pouvons également introduire des contacts au cours du mouvement.

La validation du modèle est une étape indispensable et consiste à comparer les résultats du modèle avec ceux issus des expérimentations. Le modèle est validé si les résultats observés entre les deux modes d'évaluation concordent avec une différence minimale définie au préalable. Il est important de s'intéresser à l'allure globale des courbes efforts-déplacements mais aussi à la valeur des principaux paramètres cinématiques : rotations principales, rotations couplées, zones neutres et coefficients de rigidité.

La modélisation des implants est beaucoup plus aisée que celle du rachis puisque nous connaissons précisément les matériaux qui les constituent et leur géométrie (données constructeurs).

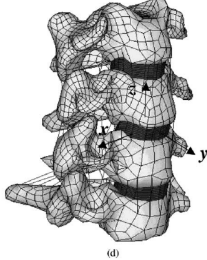
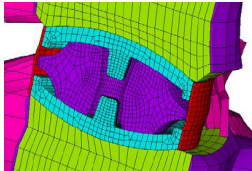
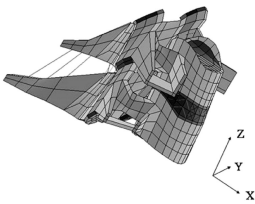
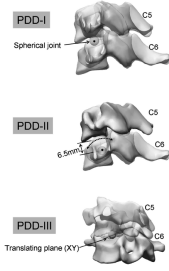
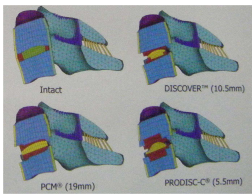
Les paramètres étudiés sont exprimés en termes de déplacements, de déformations (ϵ) et de contraintes (σ). Il est ainsi possible d'étudier :

- les efforts au niveau de structures anatomiques (ligaments, facettes),
- les paramètres cinématiques tels que les amplitudes de mobilité (rotations principales et couplées) ou la localisation des centres de rotation,
- l'influence de paramètres géométriques (du rachis : orientation ou hauteur des facettes par exemple ; de l'implant : rayon de courbure par exemple),
- les efforts au niveau des implants (surfaces de contact d'une prothèse sphérique par exemple).

II.4.2 Données de la littérature

Les principales études sont présentées dans le tableau ci-après (**tableau 11**).

Tableau 11 Simulations numériques et prothèses discales cervicales (données de la littérature).

Auteurs	Illustration	Validation	Conditions	Résultats
Ha et al <i>Med Eng Phys, 2006</i>		littérature	<ul style="list-style-type: none"> - arthrodèse - prothèse type élastomère (milieu continu) 	<u>Prothèse</u> : Discrète hypermobilité en extension et torsion axiale (+ 15/20 %)
Galbusera et al <i>Med Eng Phys, 2008</i>		littérature	<ul style="list-style-type: none"> - Intact - Bryan C5-C6 Uniquem ^t en FE	Capacité de la prothèse Bryan à maintenir un ICR physiologique
Rousseau et al <i>Spine, 2008</i>		In Vitro	<ul style="list-style-type: none"> - Intact - Prothèse (différents rayons de courbure analysés) 	Le design de la prothèse influence le comportement du rachis instrumenté Phénomènes de micro-décollements
Ahn et al <i>Spine, 2008</i>		In Vitro	<ul style="list-style-type: none"> - Intact - Prothèses 3ddl/5ddl 	Impact ++ du type de prothèse sur : <ul style="list-style-type: none"> - position de l'AHR - efforts facettes
Moumene et al <i>Eurospine, 2008</i> <i>Geneve</i>		ND	Influence rayon courbure : 5,5 ; 10,5 et 19 mm	<u>Pour r = 19 mm</u> : Conflit cinématique en flexion <u>Pour r = 5,5 mm</u> : Conflit cinématique en extension

AM Amplitude de mobilité

AHR Axe hélicoïdal de rotation

ICR Centre Instantané de Rotation

ND Non documenté(e)

II.4.3 Discussion

Si les approches numériques impliquent forcément certaines approximations géométriques et mécaniques, elles n'en restent pas moins un excellent outil de comparaison et de compréhension.

Elles permettent une mesure des déplacements et des efforts au sein des implants et du segment rachidien. Elles sont utiles pour évaluer l'impact d'un paramètre (géométrie par exemple) sur le comportement biomécanique du segment rachidien. En outre, c'est un excellent outil pédagogique.

Les limitations de cette méthode résident dans la nécessité de construire un modèle fiable et par la représentation simplifiée des efforts musculaires (même si à l'avenir des modèles plus complexes prenant en compte l'action des muscles seront probablement disponibles).

Concernant les prothèses discales cervicales, la modélisation en éléments finis a indiscutablement permis une meilleure compréhension de leur comportement biomécanique. Ainsi, par exemple, l'influence du rayon de courbure pour les modèles à articulation sphérique a pu parfaitement être évaluée par ces méthodes de modélisation. Il faut souligner ici le travail de thèse de MA Rousseau ¹¹⁴ ainsi que l'étude rapportée par M Moumene et al ⁸³. Ces auteurs ont bien démontré les conflits cinématiques au niveau des facettes en cas d'un rayon de courbure trop important (conflit en flexion) ou trop faible (conflit en extension).

Dans le cadre de notre thèse, nous avons privilégié les méthodes d'évaluation *In Vitro* et *In Vivo*, néanmoins la modélisation en éléments finis représente une perspective d'évaluation complémentaire tout à fait intéressante.

II5 ETUDES IN VIVO

II.5.1 Données de la littérature

Le tableau de synthèse ci-après (**tableau 12**) résume les principales données cinématiques des prothèses discales cervicales *In Vivo* rapportées dans la littérature.

Tableau 12 Etudes *In Vivo* et prothèses discales cervicales (données de la littérature).

Auteurs	n	Recul moyen (mois)	Etude	Prothèse	Mobilité en flexion-extension	Centres Moyens de Rotation
Pickett et al <i>Spine 2005</i>	20	24	Prospective	Bryan™	AM moyenne 8,9° en FE	pas de différence entre CMR _{BRYAN} et le CMR _{preop} (en arrière et sous / centre du disque)
Ramadan et al <i>Eur J Orthop Surg Traum, 2007</i>	17	5	Prospective	Discocerv™	AM moyenne 4,9° en FE	-
Rabin et al <i>Neurosurg, 2007</i>	20	15	Comparative proth vs arthrodèse	Bryan™	AM moyenne 8,6° en FE	-
Mummaneni et al <i>JNS Spine, 2007</i>	541	24	Randomisée proth vs arthrodèse	ProDisc-C™	AM moyenne 7° en FE	-
Rousseau et al <i>Spine, 2008</i>	30	10	Prospective (groupe témoin)	Prestige™ ProDisc-C™	5,1° en FE pour Prestige™ 6,3° en FE pour ProDiscC™	CMR _{proth} + antérieur et + crânial / témoins
Sasso et al <i>J Spinal Disor Tech, 2008</i>	22	24	Randomisée proth vs arthrodèse	Bryan™	AM moyenne 6,7° en FE	-
Heller et al <i>Spine, 2009</i>	463	24	Randomisée proth vs arthrodèse	Bryan™	AM _{preop} 6-8° versus 8.1° à 2 ans	-
Kim et al <i>Eur Spine J, 2009</i>	47	24	Prospective	Bryan™	AM moyenne 8° en FE	-
Beaurain et al <i>Eur Spine J, 2009</i>	76	24	Prospective	Mobi-C™	AM moyenne 9° en FE	-
Murrey et al <i>Spine J, 2009</i>	209	24	Randomisée proth vs arthrodèse	ProDisc-C™	AM moy 9,3° in FE 84% proth AM > 4° en FE	-
Goffin et al <i>J Neurosurg Spine, 2010</i>	98	60	Prospective	Bryan™	AM _{4ANS} moyenne 7,3° in FE AM _{6ANS} moyenne 7,7° in FE	-
Powell et al <i>J Spinal Disor Tech, 2010</i>	48	24	Randomisée proth vs arthrodèse	Bryan™	AM moy 8,4° in FE	Etude des CMR : pas de différence entre CMR _{BRYAN} et le CMR _{preop} ++

AM Amplitude de mobilité

Amplitudes de mobilité en FE (°)

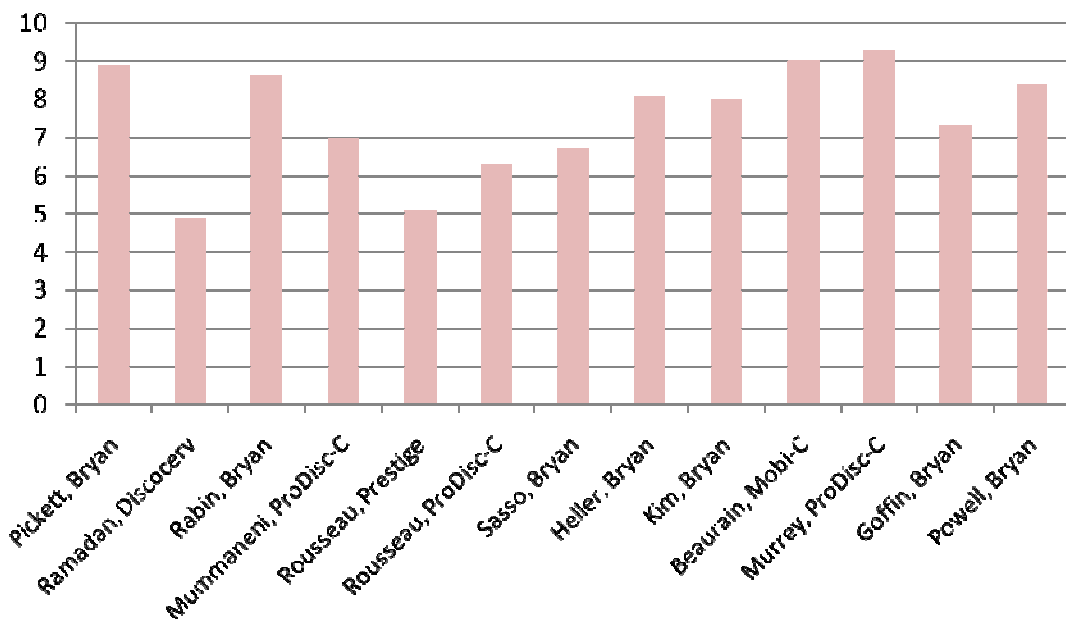


Fig 27 Mobilité *In Vivo* en flexion-extension à travers la littérature ^{7,52,64,84,85,98,107,108,117,119}.

II.5.2 Discussion

Un certain nombre de commentaires méritent d'être apportés concernant cette revue de la littérature :

- Tout d'abord, les amplitudes de mobilité mesurées chez des patients porteurs d'une prothèse discale cervicale se situent entre 5° et 9°, ce qui correspond généralement à la mobilité du segment instrumenté en préopératoire. Il semble donc que la mobilité en flexion-extension soit maintenue après arthroplastie.
- Cette valeur de mobilité sagittale autour de 5/10° reste assez faible si on la compare avec les valeurs décrites dans la population normale et asymptomatique pour laquelle la mobilité en flexion-extension se situe plutôt autour de 15/20° (en fonction du niveau considéré).
- Les études *In Vivo* se focalisent surtout sur les résultats cliniques et la mobilité en flexion-extension avec peu de données sur la nature réelle de la mobilité restaurée. Les études analysant les centres de moyens de rotation après implantation d'une prothèse discale restent peu nombreuses ^{98,103,117}.

- De façon surprenante, peu d'études concernent les prothèses à articulation sphérique.
- La prothèse de BryanTM, qui présente une cinématique assez spécifique, est probablement le modèle qui a été le plus étudié ^{42,46,48,52,64,97,98,103,107,118}.
- Par ailleurs, nous pouvons constater que les résultats pour un même implant peuvent varier sensiblement d'une étude à l'autre. Ainsi, par exemple, Rousseau et al ¹¹⁷ rapportent 6,3° de mobilité en FE avec la ProDisc-CTM alors que Murrey et al ⁸⁵ observent une mobilité de plus de 9°.
- Plusieurs études mettent en évidence une tendance au gain de mobilité entre le postopératoire précoce (3 mois) et le postopératoire tardif (2 ans) ^{98,119}.
- Peu d'études ont un recul supérieur à 2 ans ⁴⁸.
- Enfin, peu de données existent sur la cinématique des niveaux adjacents (amplitudes de mobilité et centres moyens de rotation) ¹⁰³.

II6 OBJECTIFS DE LA THESE

Au regard de cette étude bibliographique, la finalité de notre travail est de contribuer à une meilleure connaissance de la biomécanique du rachis cervical à travers l'analyse du comportement biomécanique des prothèses discales cervicales et compléter ainsi de façon sensible les données de la littérature sur ce sujet.

Pour cela, le but de notre thèse est d'analyser *In Vitro* et *In Vivo* le comportement biomécanique d'une prothèse discale cervicale à articulation sphérique. Evaluer le même implant avec différents moyens d'investigation nous paraît être une démarche intéressante et originale.

L'objectif principal des expérimentations *In Vitro* est d'analyser la capacité de l'implant à restituer les amplitudes de mobilité dans les trois plans pour les mouvements principaux et pour les mouvements couplés. Les objectifs secondaires sont de :

- développer une meilleure maîtrise du protocole expérimental en appréciant les avantages et inconvénients de la précharge appliquée selon la méthode du follower load dans le cadre de l'évaluation *In Vitro* des prothèses discales cervicales ;
- évaluer le comportement de la prothèse dans différentes configurations (montage hybride associant arthroplastie et arthrodèse ; arthroplastie à 2 niveaux) ;
- analyser l'impact de la prothèse sur les niveaux adjacents en comparaison avec l'arthrodèse.

L'objectif principal de l'étude *In Vivo* est d'analyser la nature du mouvement restitué par la prothèse dans une population de patients avec une analyse quantitative et qualitative de la cinématique intervertébrale. Les objectifs secondaires sont de :

- évaluer l'impact de l'arthroplastie sur la posture et en particulier sur la lordose segmentaire et globale du rachis cervical ;
- analyser l'impact de la prothèse discale sur la cinématique des niveaux adjacents ;
- s'intéresser aux mouvements d'inclinaison latérale et de torsion axiale grâce à l'utilisation du système EOSTM permettant une approche cinématique 3D.

Enfin, les objectifs secondaires de la thèse sont d'aider à une meilleure compréhension des avantages et des limites de chaque moyen d'évaluation biomécanique, aussi bien *In Vitro* qu'*In Vivo*.

CHAPITRE III EXPERIMENTATIONS IN VITRO

Comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent, les expérimentations *In Vitro* représentent un des moyens d'évaluation biomécanique permettant de mieux comprendre et surtout d'étudier de façon objective le comportement biomécanique des prothèses discales cervicales, avec en particulier une analyse 3D de la cinématique.

Ce chapitre est donc consacré aux expérimentations *In Vitro* et se subdivise en 3 parties :

- la première partie se rapporte à une expérimentation préliminaire ayant cherché essentiellement à analyser la capacité d'une prothèse discale cervicale à articulation sphérique à restituer la mobilité intervertébrale dans les trois plans ;
- la deuxième partie concerne l'évaluation du protocole expérimental dans le cadre des prothèses discales cervicales avec pour objectif d'analyser l'influence de la précharge dont l'utilisation reste largement controversée ;
- enfin, la troisième partie correspond à l'évaluation *In Vitro* complémentaire impliquant différentes configurations, en se basant sur une meilleure maîtrise du protocole expérimental et avec pour objectif une analyse biomécanique des niveaux instrumentés et des niveaux adjacents.

III.1 EXPERIMENTATION PRELIMINAIRE: EVALUATION IN VITRO D'UNE PROTHESE DISCALE CERVICALE A ARTICULATION SPHERIQUE

Nous présentons ici un travail expérimental préliminaire, publié dans le *Journal of Neurosurgery Spine* ⁶, et ayant consisté en une analyse quantitative de la cinématique au niveau instrumenté après arthroplastie au moyen d'une prothèse discale cervicale à articulation sphérique et dont le centre géométrique de rotation est en position crâniale.

III.1.1 Objectifs

Le but de ce travail préliminaire était d'analyser *In Vitro* la mobilité segmentaire (principale et couplée) dans les trois plans avant et après implantation d'une prothèse discale cervicale à articulation sphérique au niveau C5-C6.

III.1.2 Méthodologie

III.1.2.1 Matériel

a) Pièces anatomiques

Les pièces anatomiques ont été prélevées au sein du département d'Anatomie de la Faculté de Médecine de Lyon-Sud, Lyon/Pierre-Bénite, France. Dix rachis cervicaux humains C3-C7 ont été prélevés au total dont 6 ont finalement été inclus dans l'étude ; des radiographies systématiques de face et de profil des pièces prélevées nous ont en effet permis d'éliminer les rachis pathologiques, en particulier les rachis trop dégénératifs. L'âge moyen des donneurs était de 69,5 ans \pm 2 [68-74], avec autant de sujets féminins que masculins (**tableau 13**).

Tableau 13 Age et sexe des donneurs (expérimentation préliminaire).

Spécimen	Age	Sexe	Délai de prélèvement
R1	68	F	4 jours
R4	68	F	4 jours
R7	69	H	5 jours
R8	69	H	5 jours
R10	74	F	4 jours
R12	70	H	10 jours

Les pièces anatomiques étaient conservées à une température de -20°C jusqu'à la veille de l'expérimentation.

b) Implant

La prothèse discale implantée (DiscocervTM, Scient'X/Alphatec Spine, Carlsbad, USA) est une prothèse de type rotule, à articulation ou emboîtement sphérique, constituée de deux plateaux en titane et de deux surfaces de contact en céramique (**fig 28**). La partie sphérique est implantée sur le plateau supérieur et la partie creuse sur le plateau inférieur, de sorte que le centre géométrique de rotation de la prothèse se trouve en position crâniale. La prothèse autorise 18° de flexion-extension, 18° d'inclinaison latérale et aucune limitation de mobilité en torsion axiale. Elle présente une double convexité : convexité sagittale pour le plateau supérieur et convexité frontale pour le plateau inférieur, ceci permettant de s'adapter parfaitement à l'espace intersomatique.

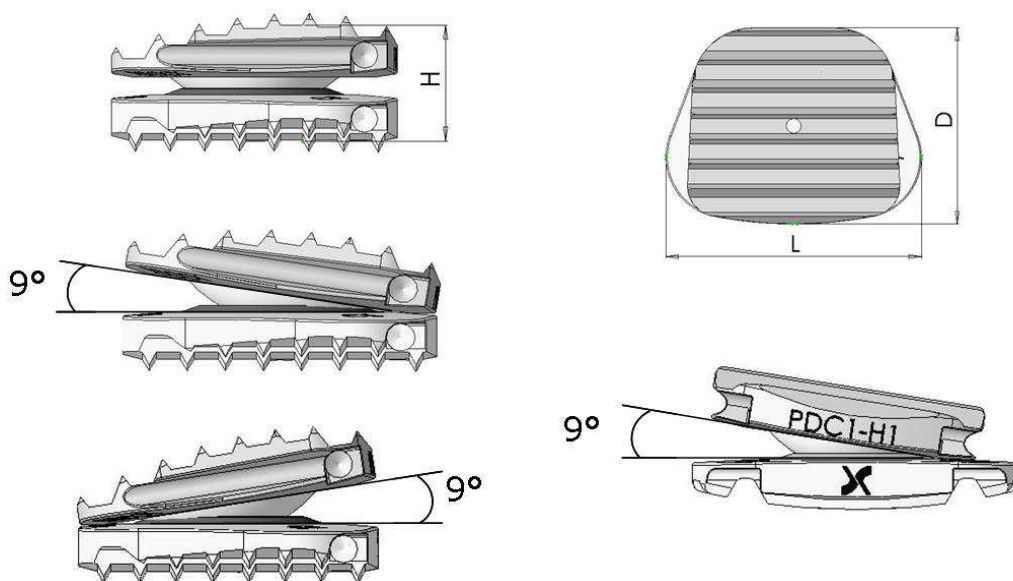


Fig 28 Implant DiscocervTM.

Sur le plan cinématique, cette prothèse constitue un système articulé dit contraint (centre de rotation fixe en l'absence de déchaussement des surfaces articulaires au cours du mouvement) et présente ainsi trois degrés de liberté (rotations dans les trois plans mais aucune translation).

III.1.2.2 Protocole expérimental

Le jour précédent l'expérimentation, les pièces anatomiques étaient placées à une température de 4°C pendant au moins douze heures pour permettre une décongélation progressive, puis à température ambiante au moins deux heures avant la dissection. Toutes les masses musculaires paravertébrales étaient réséquées en prenant soin de laisser intacts les structures osseuses, les ligaments, le disque intervertébral et les capsules articulaires. Le segment C4-C6 était ensuite isolé du rachis cervical. Les vertèbres C4 et C6 étaient vissées puis solidarisées à un boîtier métallique en utilisant un alliage à bas point de fusion (MCP 70, MCP Metalspecialties Inc, Fairfield, CT), **fig 29**.

La mise en place de la prothèse s'est déroulée de la façon la plus similaire possible aux conditions opératoires. Après incision du ligament longitudinal antérieur, une discectomie C5-C6 aussi complète que possible était réalisée. Les structures osseuses étaient respectées (plateaux vertébraux et uncus) alors que le ligament longitudinal postérieur était partiellement réséqué. L'implant était positionné avec l'objectif de le placer de façon optimale dans les deux plans : l'alignement devait être strictement médian dans le plan frontal tandis que dans le plan sagittal le bord postérieur des plateaux de la prothèse devait se rapprocher au mieux du rebord postérieur des plateaux de la vertèbre tout en assurant le plus grand recouvrement antéro-postérieur possible des plateaux vertébraux. La hauteur de la prothèse était adaptée en fonction de l'effet de distraction observé.

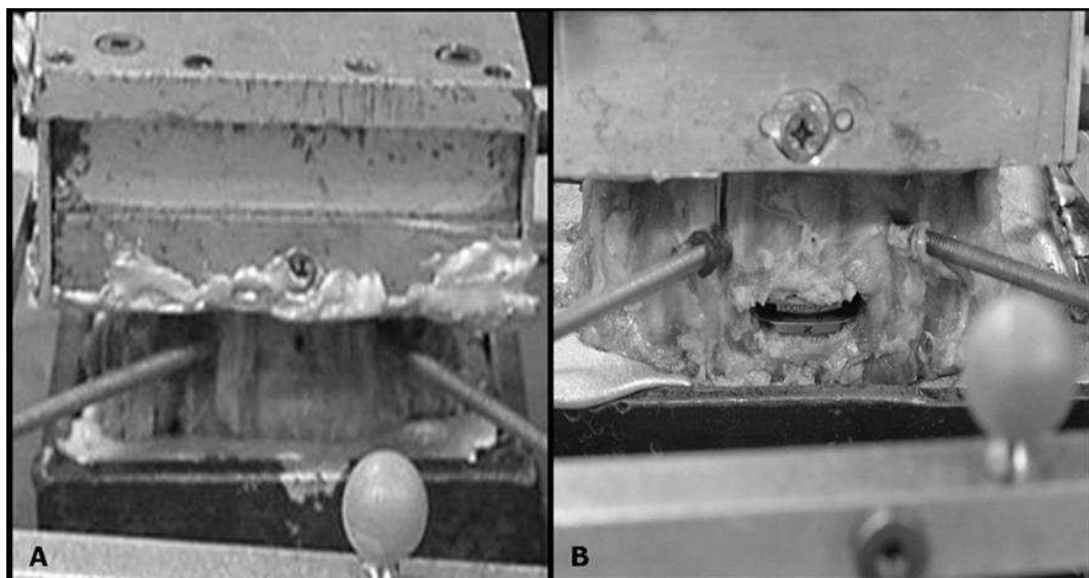


Fig 29 Rachis intact (A) et instrumenté en C5-C6 (B).

Une radiographie de face et de profil (système EOS™) après mise en place de l'implant, et avant le déroulement des tests biomécaniques, permettait de corriger éventuellement le positionnement et la taille de l'implant (**fig 30**).

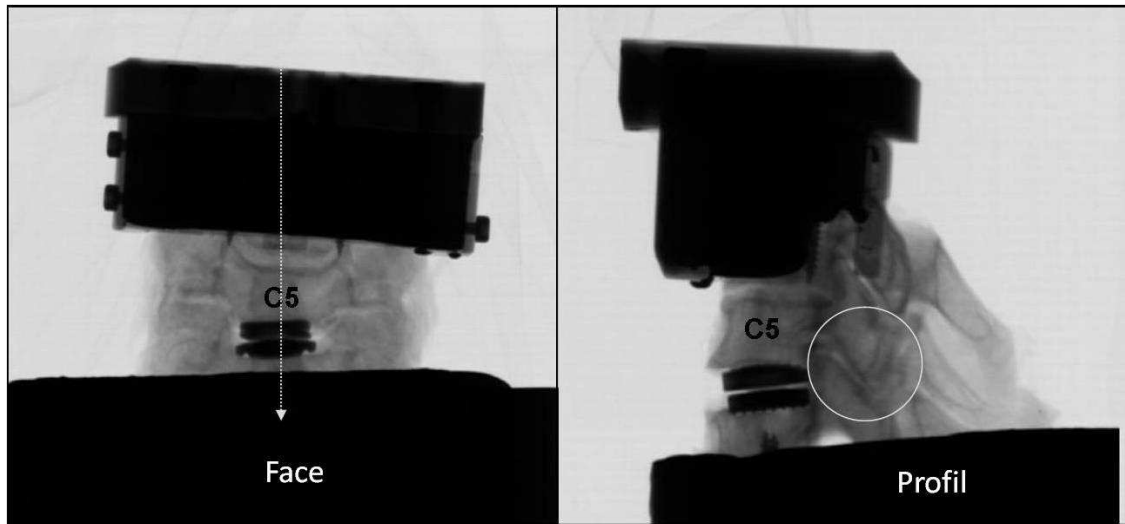


Fig 30 Radiographies de face et de profil du segment instrumenté.

Les segments C4-C6 ont ensuite été testés à l'aide du système expérimental 2TM⁶⁶⁻⁶⁸ dans deux configurations : avant (configuration intacte) puis après mise en place de la prothèse au niveau C5-C6 (configuration instrumentée), **fig 31**.

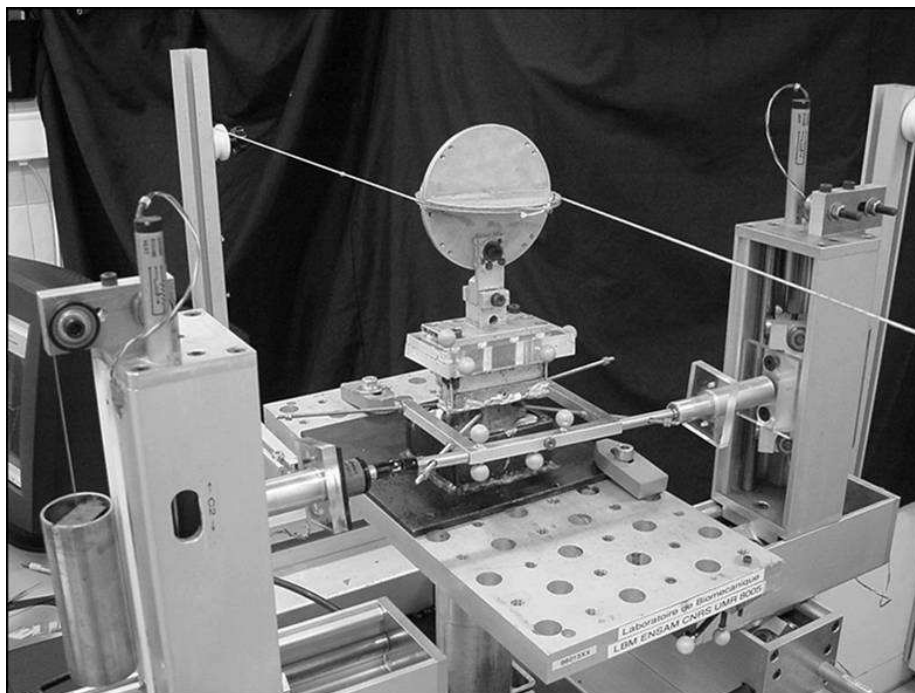


Fig 31 Dispositif expérimental 2TM (2 têtes micrométriques)⁶⁶⁻⁶⁸.

III.1.2.3 Application des efforts

Les tests biomécaniques ont été réalisés en effort-imposé (« load-control protocol »). Les efforts ont été appliqués au niveau de la vertèbre C4 qui était libre de se déplacer dans toutes les directions. En utilisant un système de disques-poulies, les efforts ont été appliqués sous la forme de couples successivement en flexion/extension, inclinaison latérale (droite et gauche) et torsion axiale (droite et gauche) par paliers de 0.2 N.m jusqu'à un maximum de 1,6 N.m. La flexion-extension était effectuée lors d'une même séquence comprenant 4 cycles successifs de chargement/déchargement dans une direction, puis dans la direction opposée. Les mêmes cycles ont été utilisés pour l'inclinaison latérale et la torsion axiale.

III.1.2.4 Mesure des déplacements

Les déplacements angulaires et linéaires de la vertèbre C5 par rapport à la vertèbre C6 ont été enregistrés dans les trois plans grâce à un étrier de mesure rigidement fixé sur la vertèbre C5 et relié à un système de 2 têtes micrométriques munies de capteurs (eux-mêmes connectés à une unité d'acquisition). Ce dispositif de mesure permet de ne pas modifier le comportement du spécimen en préservant tous ses degrés de liberté. La précision des déplacements angulaires a été précédemment établie à 0,5° et à 0,5 mm pour les déplacements linéaires.

Les résultats ont été obtenus sous la forme de courbes effort-déplacement (**fig 32**) permettant de calculer l'amplitude totale de mobilité (ATM) et la zone neutre (ZN) pour chaque sollicitation.

Rotation autour de Ry : flexion-extension

Rotation autour de Rx : inclinaison latérale

Rotation autour de Rz : torsion axiale

L'amplitude totale de mobilité (ATM) correspond à la différence d'angulation entre la flexion et l'extension maximales, entre la torsion axiale droite et gauche maximales, et entre l'inclinaison latérale droite et gauche maximales.

Specimen R11 - LOADED - Flexion/extension

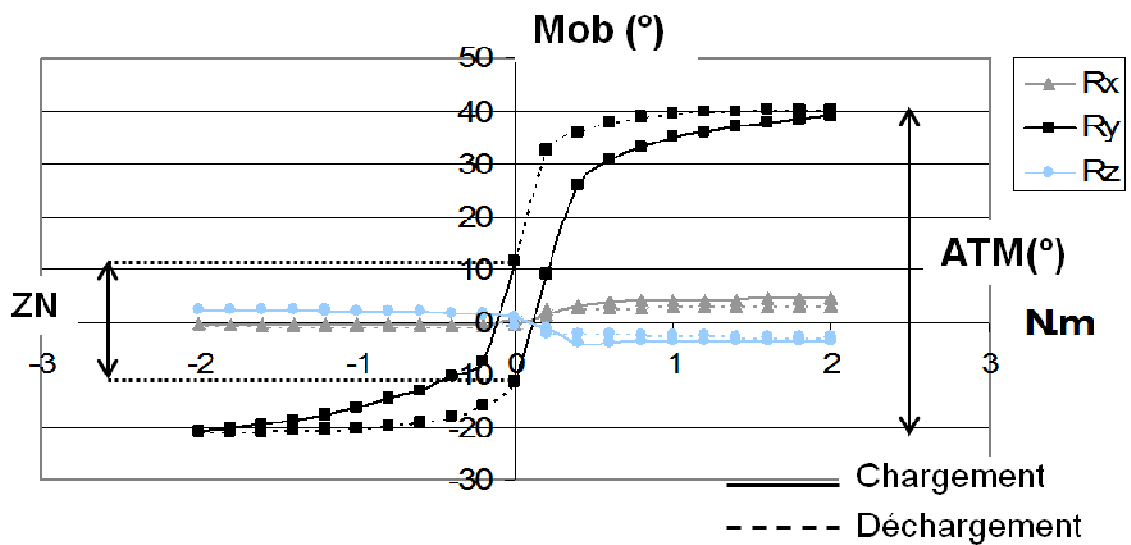


Fig 32 Courbe effort-déplacement typique obtenue pour chaque sollicitation. ATM : amplitude totale de mobilité.

La zone neutre (ZN) correspond à la différence d'angulation entre deux cycles de chargement à 0 N.m ; il s'agit de la zone où le rachis offre peu de résistance et où un couple minime est susceptible de générer un déplacement important ¹³³.

Les variations de mobilité entre la condition « intacte » et « instrumentée » ont été calculées de la façon suivante :

$$100 \times (ATM_{\text{intact}} - ATM_{\text{instrumenté}}) / ATM_{\text{intact}}$$

III.1.2.5 Analyse statistique

L'analyse statistique comparative des paramètres cinématiques (amplitudes de mobilité, zones neutres) a été effectuée en utilisant le test de Wilcoxon pour échantillons appariés. La différence était considérée comme significative pour une valeur de $p < 0,05$.

III.1.3 Résultats

III.1.3.1 Mobilités principales

Six essais biomécaniques ont été validés. Les amplitudes de mobilité observées pour les trois sollicitations étaient respectivement avant et après instrumentation de $10.3^{\circ} \pm 3,4$ [6-16] et $10.4^{\circ} \pm 2,3$ [6,5-13] pour la flexion/extension, $p=0.753$; de $5.6^{\circ} \pm 0,7$ [4,5-6,5] et $5.4^{\circ} \pm 1,7$ [2-6,5] pour l'inclinaison latérale, $p=0.917$; de $5.4^{\circ} \pm 1,1$ [3,5-6,5] et $4.8^{\circ} \pm 1,1$ [3-6] pour la torsion axiale, $p=0.58$, **fig 33**.

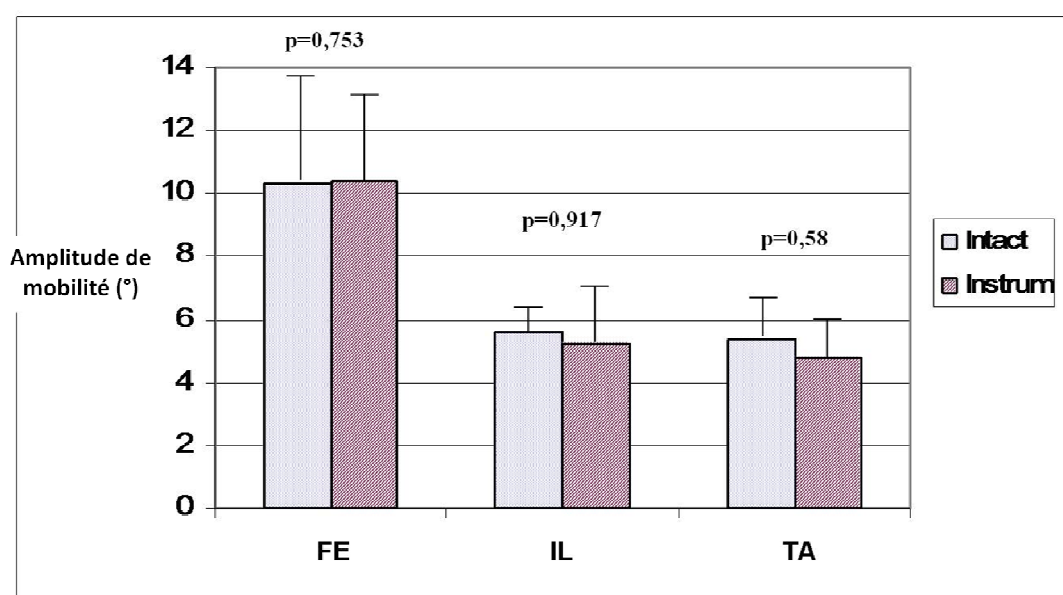


Fig 33 Amplitudes de mobilité C5-C6 pour les rachis intacts et instrumentés en FE, IL et TA.

La variation moyenne de mobilité était de +2% en flexion-extension [de -38 à +53] ; de -5% en inclinaison latérale [de -60 à +18] ; et de -9% en torsion axiale [de -22 à +15].

III.1.3.2 Zones neutres

En comparant aux rachis intacts, nous avons observé une réduction de la zone neutre pour les trois types de sollicitation (**fig 34**), cependant aucune différence n'était statistiquement significative. Les valeurs de zone neutre étaient respectivement avant et après instrumentation de $5,8^{\circ} \pm 3,8$ et $4,3^{\circ} \pm 1,9$ pour la flexion/extension; de $3^{\circ} \pm 0,5$ et $2,4^{\circ} \pm 1,2$ pour l'inclinaison latérale ; de $4,7^{\circ} \pm 2,4$ et $3,4^{\circ} \pm 1,4$ pour la torsion axiale.

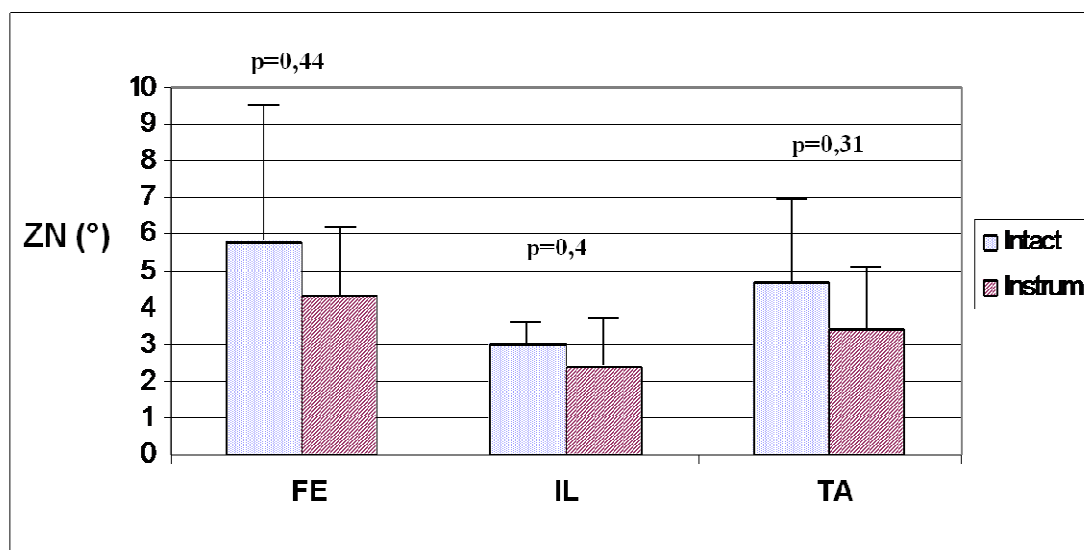


Fig 34 Valeurs de zone neutre en C5-C6 pour les rachis intacts et instrumentés en FE, IL et TA.

III.1.3.3 Mouvements couplés

Aucune différence statistique n'a été retrouvée concernant la torsion axiale couplée lors du mouvement principal d'inclinaison latérale, $p=0.58$; ni lors de l'inclinaison latérale couplée lors du mouvement principal de torsion axiale, $p=0.675$, **fig 35**.

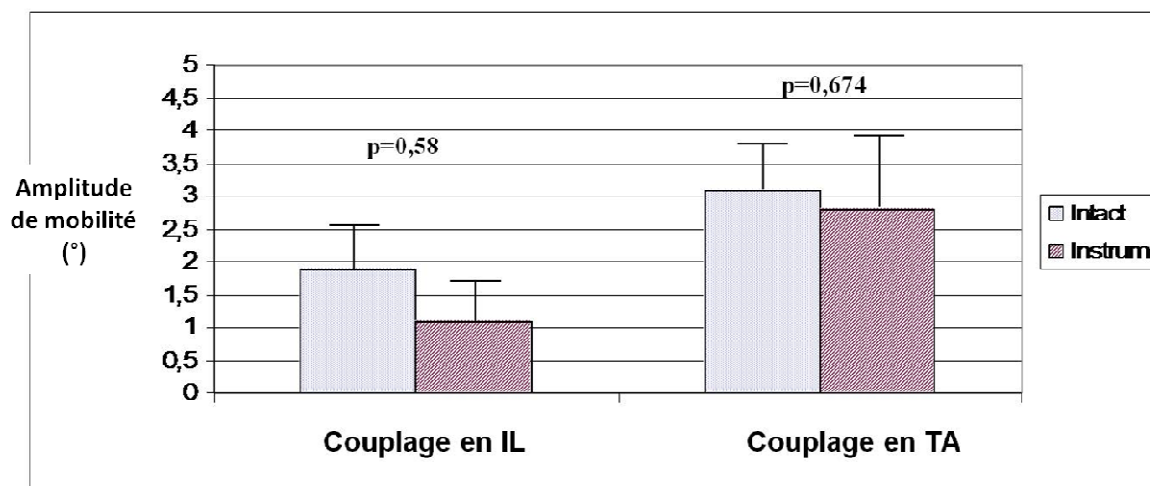


Fig 35 Couplage en IL et TA pour les rachis intacts et instrumentés.

Les valeurs observées pour chaque spécimen sont données dans le tableau ci-après (**tableau 14**).

Tableau 14 Mouvements couplés en inclinaison latérale et torsion axiale.

Specimens	Inclinaison couplée en TA (°)		Torsion couplée en IL (°)	
	Intact	Instrum	Intact	Instrum
R1	3.1	3.3	2.2	1.7
R4	3.9	4.4	1.3	1.5
R7	1.8	1.6	0.9	0.7
R8	3.7	2.1	2.1	0.4
R10	3.1	3.4	2.3	1.7
R12	2.8	1.9	2.6	0.8
Moyenne	3.0° (56 %)	2.8° ns (57 %)	1.9° (34 %)	1.1° ns (21 %)

ns non significatif (comparaison rachis intacts / rachis instrumentés)

(%) mobilité exprimée en % de la mobilité principale

III.1.4 Discussion

Le but de ce travail préliminaire était d'évaluer la cinématique segmentaire 3D du rachis cervical avant et après implantation d'une prothèse discale cervicale à articulation sphérique. A travers nos expérimentations, nous avons observé que cet implant parvenait à restaurer en moyenne les amplitudes de mobilité dans les trois plans même s'il existait une grande variabilité d'un spécimen à l'autre. Nous avons également noté la capacité de la prothèse discale cervicale à restituer, au moins en partie, le couplage en inclinaison latérale et torsion axiale, ce qui constitue un aspect physiologique bien connu de la cinématique du rachis cervical.

La variabilité dans les résultats d'un spécimen à l'autre (parfois supérieure à 50% entre la mobilité intacte et instrumentée) est probablement secondaire à l'influence de facteurs liés à l'implant (taille/positionnement), à la technique d'implantation (distraction intervertébrale, résection du ligament longitudinal postérieur) et/ou liés à la morphologie du rachis (articulaires postérieures). Nous avons constaté, par exemple, qu'une distraction intervertébrale excessive avec la mise en place d'une prothèse surdimensionnée en hauteur

était clairement associée à une réduction de mobilité dans les trois plans probablement par la mise en tension excessive des éléments capsulo-ligamentaires intervertébraux.

Par ailleurs, il est important de garder à l'esprit qu'à travers ce type d'études expérimentales, les paramètres cinématiques mesurés sont essentiellement des paramètres quantitatifs (amplitudes de mobilité) ; or, la restauration de la cinématique physiologique du rachis cervical implique de restaurer non seulement les amplitudes de mobilité dans les trois plans de l'espace mais aussi la qualité du mouvement.

Cet aspect souligne donc l'intérêt, afin d'évaluer la cinématique rachidienne de la façon la plus complète, de combiner les tests *In Vitro* avec d'autres moyens d'évaluation tels que la modélisation en éléments finis et/ou l'analyse cinématique *In Vivo*.

Enfin, cette expérimentation préliminaire nous a également permis de souligner l'importance d'affiner notre protocole expérimental, en particulier sur les points suivants :

- utiliser des segments rachidiens plus longs avec au minimum une unité fonctionnelle libre au-dessus et en dessous du segment testé
- évaluer l'intérêt de la précharge qui pourrait limiter les phénomènes de microséparation au niveau des surfaces articulaires de la prothèse et/ou au niveau de l'interface os-implant
- comparer avec l'arthrodèse qui constitue le traitement chirurgical de référence de la pathologie cervicale dégénérative
- s'intéresser aux niveaux adjacents puisque les conséquences biomécaniques de la chirurgie prothétique du disque cervical versus l'arthrodèse constituent une préoccupation majeure en pratique clinique.

Une discussion plus approfondie sur la contribution des expérimentations *In Vitro* dans l'évaluation du comportement biomécanique des prothèses discales cervicales est exposée dans la partie III.3.4.

III.2 EVALUATION DE LA PRECHARGE (LOAD FOLLOWER)

Les expérimentations *In Vitro* sur pièces anatomiques constituent une étape essentielle, voire incontournable, pour l'évaluation des implants rachidiens avant leur implantation chez l'homme ^{44,66-68,130,133}. Afin que cette évaluation soit pertinente, il est nécessaire de se rapprocher le plus possible des conditions *In Vivo* lors de ces expérimentations. Par comparaison aux évaluations *In Vivo*, les tests *In Vitro* permettent d'analyser le comportement biomécanique des rachis instrumentés soumis à des efforts connus et avec la possibilité de mesurer précisément les déplacements dans les trois plans de l'espace. Cependant, il leur est souvent reproché de ne pas prendre suffisamment en compte l'action de la musculature.

La plupart des auteurs considèrent que l'action de la musculature paravertébrale résulte en une force de compression axiale ^{27,82,87,92}. Ainsi, afin de simuler cette mise en compression physiologique du rachis cervical et de se rapprocher ainsi un peu plus des conditions *In Vivo*, différents auteurs ont évalué *In Vitro* la capacité d'un rachis à supporter une force de compression axiale. L'application d'une force de compression verticale sur le rachis cervical entraîne une rupture précoce des spécimens à des valeurs bien inférieures (autour de 10 Newtons) aux valeurs physiologiques, comme cela a été montré par les travaux de Panjabi et al ⁸⁷⁻⁸⁸. Ces résultats ont également été confirmés par Patwardhan et al à travers différents travaux expérimentaux ⁹¹⁻⁹³. Afin de réduire le moment de flexion lié à l'application d'une force de compression purement verticale, cet auteur a proposé une méthode originale, appelé « load follower », qui consiste à appliquer une force de compression de façon segmentaire, perpendiculaire à l'espace discal, en utilisant un système de câbles guidés au niveau de chaque vertèbre et non plus verticaux mais parallèles à la courbure du rachis.

Comme au niveau du rachis lombaire, Patwardhan ⁹² a montré que la méthode du « load follower » permettait d'appliquer une force de compression sur le rachis cervical beaucoup plus importante (autour de 120 Newtons) en se rapprochant ainsi des valeurs physiologiques. L'application d'un précharge en compression selon la méthode du « load follower » est apparue ainsi comme un concept attractif pour reproduire l'action de la musculature paravertébrale et se rapprocher ainsi un peu plus des conditions biomécaniques

In Vivo. Toutefois les conséquences de l'application d'un « load follower » sur la cinématique intervertébrale et sur la transmission des efforts le long du rachis n'ont pas été complètement évaluées. En fait la plupart des études menées à ce jour ont concerné le rachis lombaire ^{91,93,94,111,113} et très peu se sont intéressées au rachis cervical ⁹². Quelle est l'influence précise du « load follower » sur la statique du rachis cervical, sur la cinématique et sur les pressions intra-discales ? Quelle est l'influence du positionnement du « load follower » en particulier vis-à-vis des centres de rotation ? Enfin, quelle est la variabilité induite par cette technique ?

Compte tenu du fait que cette technique alourdit sensiblement le protocole expérimental, qu'il n'existe pas réellement de consensus sur la méthodologie et que ses conséquences biomécaniques n'ont pas été évaluées de façon exhaustive, l'utilisation du « load follower » lors des tests *In Vitro* reste actuellement controversée.

A notre connaissance, il n'existe aucune étude au niveau du rachis cervical ayant associé à la fois une étude expérimentale *In Vitro* et une étude par simulation numérique. La simulation numérique par éléments finis nous est apparue particulièrement intéressante pour analyser l'importance du positionnement du « load follower » ainsi que l'influence de la valeur de l'effort appliqué.

III.2.1 Objectifs

Le but de ce travail a donc été d'analyser les conséquences de l'application d'une précharge selon la méthode du « load follower » sur le comportement biomécanique du rachis cervical en termes de courbure cervicale, de cinématique et de pressions intradiscales en s'appuyant sur des expérimentations *In Vitro* et sur des analyses en modélisation par éléments finis.

III.2.2 Méthodologie

III.2.2.1 Tests In Vitro

Le protocole expérimental d'évaluation des implants rachidiens du Laboratoire de Biomécanique d'Arts et Metiers ParisTech est accrédité par le COFRAC suivant la norme ISO 17025.

a) Pièces anatomiques

Douze rachis cervicaux humains C2-T2 (6 hommes et 6 femmes) ont été prélevés au sein du département d'Anatomie de la Faculté de Médecine des Saints-Pères, Paris, France. Des radiographies de face et de profil des pièces prélevées ont été systématiquement réalisées et nous ont permis d'éliminer les rachis pathologiques, en particulier les spécimens trop dégénératifs. L'âge moyen des donneurs dont étaient issus les rachis était de 62 ans \pm 6,4 [55-77].

Les pièces anatomiques étaient conservées à une température de -20° C puis décongelées progressivement selon le protocole habituel la veille de l'expérimentation (cf III.1.2.2). Une fois décongelé, le rachis était préparé en réséquant toutes les masses musculaires paravertébrales et en préservant toutes les structures osseuses, capsulaires et discoligamentaires.

La vertèbre C2 était vissée à un boîtier métallique puis définitivement solidarisée au boîtier en utilisant un alliage à bas point de fusion (MCP 70, MCP Metalspecialities Inc, Fairfield, CT). A la partie caudale du rachis cervical, la vertèbre T2 était rigidement fixée à un dispositif métallique constitué de tiges et de vis.

b) Application de la précharge

L'application de la précharge a été réalisée de manière symétrique en utilisant deux câbles flexibles rattachés à une tige métallique traversant la vertèbre C3. Leur trajectoire était ensuite guidée le long du rachis cervical en faisant passer chaque câble à travers la tête d'une vis percée et implantée au niveau de chaque corps vertébral.

Les vis ont été positionnées de façon à se situer les plus proches possibles du centre moyen théorique de rotation (en flexion-extension), entre la racine antérieure et postérieure du processus transverse, soit environ au tiers postérieur du corps vertébral (**fig 36**).

Toutes les vis ont été positionnées par le même opérateur (CB) afin de minimiser la variabilité liée à la technique d'application du « load follower ». Enfin, afin d'appliquer une précharge de 50 Newtons sur le rachis cervical, 5 kg de masses étaient suspendues à l'extrémité des deux câbles.

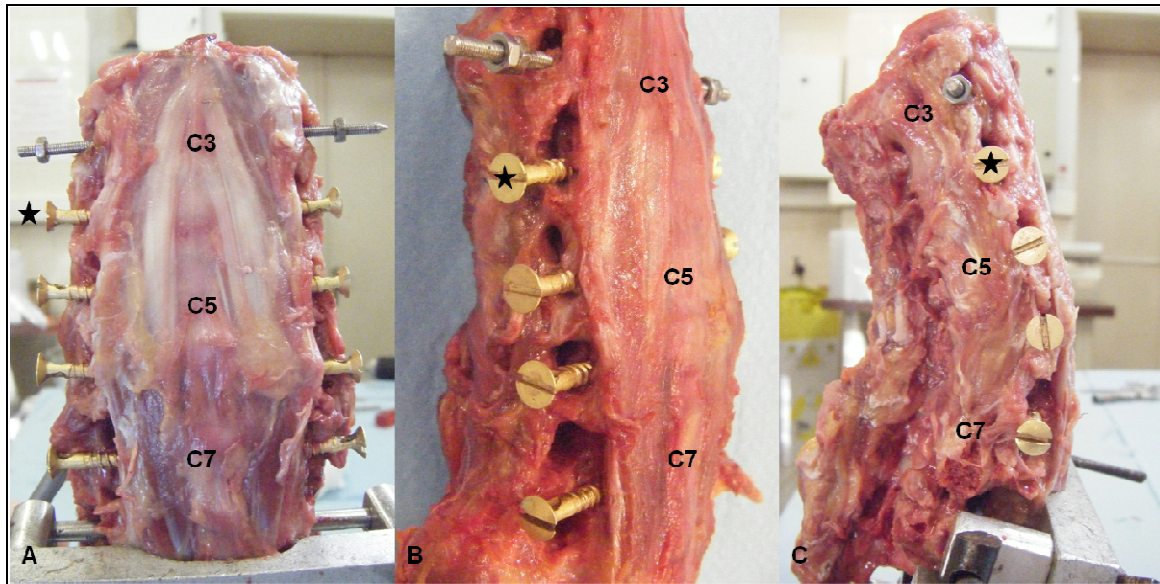


Fig 36 Vis de guidage pour la mise en place du « load follower ». Vue de face (A), vue de trois-quarts (B), vue de profil (C).

c) Protocole expérimental

Les tests biomécaniques ont été réalisés à température ambiante après 3 séquences de conditionnement. Afin d'éviter une dégradation trop rapide des tissus, les spécimens étaient régulièrement humidifiés à l'aide de sérum physiologique.

Les tests biomécaniques ont été réalisés en effort-imposé (« load-control protocol »). Les efforts ont été appliqués au niveau de la vertèbre C2 qui était libre de se déplacer dans toutes les directions. En utilisant un système de disques-poulies, les efforts ont été appliqués sous la forme de couples de forces successivement en flexion/extension, inclinaison latérale (droite et gauche) et torsion axiale (droite et gauche) par paliers de 0.2 N.m jusqu'à un maximum de 2 N.m. Le mouvement de flexion-extension était effectué lors d'une même séquence comprenant 4 cycles successifs de chargement/déchargement dans une direction, puis de chargement/déchargement dans la direction opposée. Les mêmes cycles ont été utilisés pour l'inclinaison latérale et la torsion axiale.

Chaque rachis cervical a été testé intact puis après application de la précharge.

d) Mesure des déplacements

Les déplacements ont été mesurés dans les trois plans de l'espace par l'intermédiaire d'un système opto-électronique 3D (POLARIS™ VICRA System, Northern digital Inc, Waterloo, ON) relié à une unité d'acquisition informatisée. Des marqueurs réfléchissants étaient rigidement solidarisés au niveau de chaque vertèbre de C3 à C7 (jeu de 3 marqueurs par

vertèbre), **fig 37**. Tous les déplacements ont été mesurés après les 3 cycles de conditionnement.

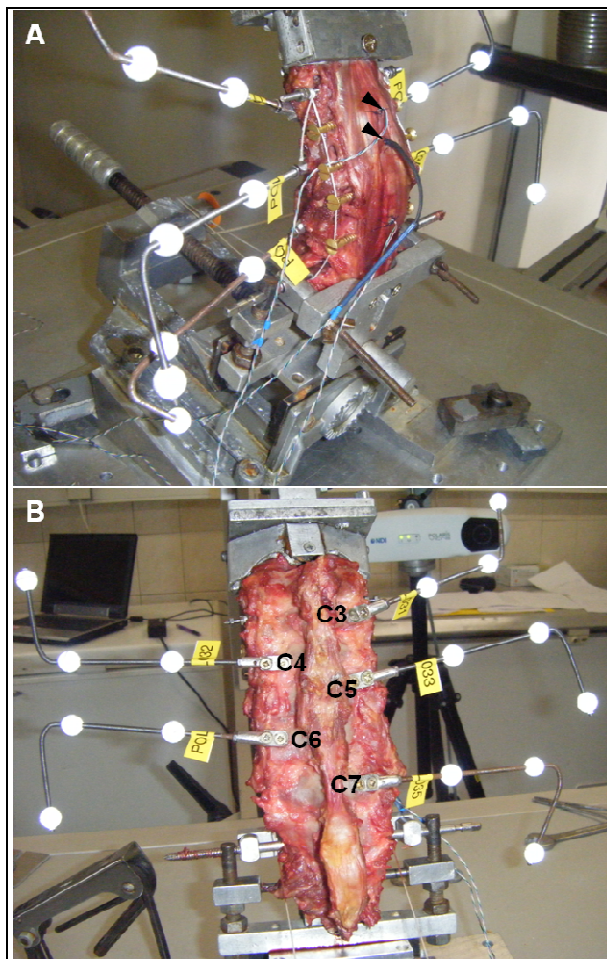


Fig 37 Placement des marqueurs réfléchissants de C3 à C7. Vue de trois-quarts (A), vue postérieure (B).

Afin de connaître le déplacement relatif d'une vertèbre par rapport à la vertèbre sous-jacente, deux repères ont été définis : le repère anatomique de la vertèbre et le repère associé aux marqueurs réfléchissants. La position relative du repère « marqueurs » par rapport au repère « anatomique » a été déterminée sur les reconstructions 3D obtenues à partir de radiographies biplanaires de face et de profil (système EOSTM), **fig 38**. La précision des mesures a été déterminée autour de 0,5 mm pour les déplacements linéaires et autour de 0,5° pour les déplacements angulaires.

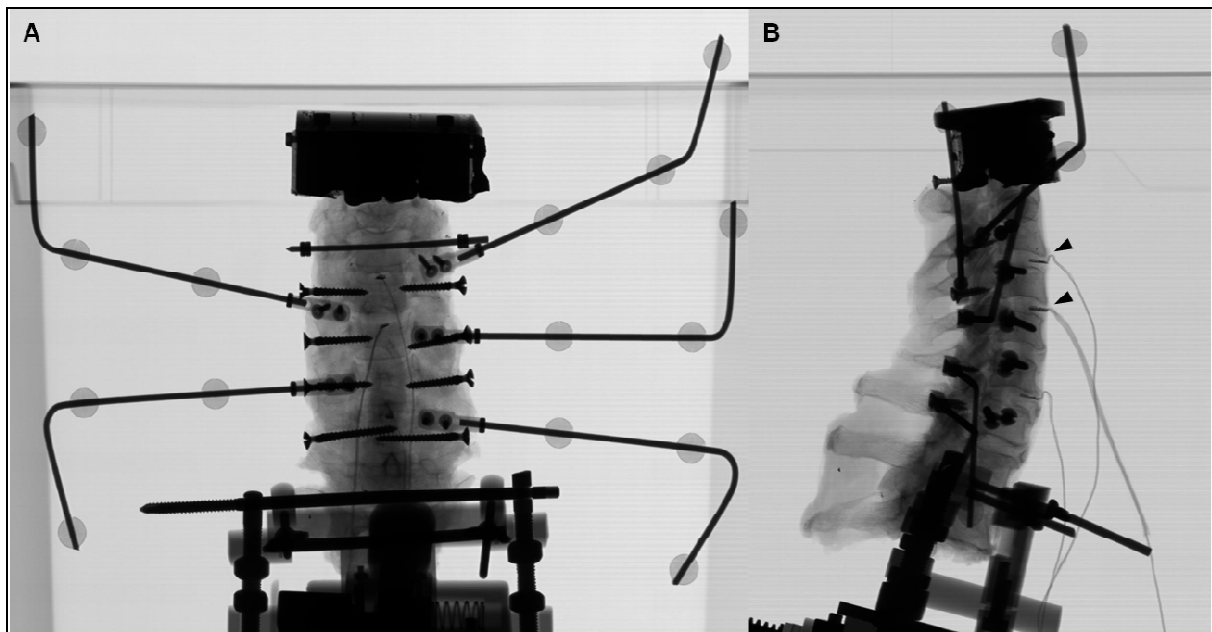


Fig 38 Radiographies de face (A) et de profil (B) réalisées après mise en place des marqueurs réfléchissants et des capteurs de pression intra-discale.

Une courbe effort-déplacement a été obtenue pour chaque sollicitation et a permis de déterminer l'amplitude totale de mobilité ainsi que la zone neutre (en degrés). L'amplitude totale de mobilité correspond à la différence d'angulation entre l'effort maximal de flexion et d'extension, l'effort maximal de rotation axiale droite et gauche, et l'effort maximal d'inclinaison latérale droite et gauche. La zone neutre est définie par la différence d'angulation à 0 N.m entre les deux phases d'une même séquence.

e) Mesure des pression intra-discales

Des capteurs de pression (EPL-B02-100P ;Entran,Fairfield, NJ) ont été placés au sein des disques intervertébraux en C3-C4 et C4-C5 permettant la mesure de la pression intra-discale à ces niveaux durant les tests biomécaniques. Ces capteurs ont été placés au tiers antérieur de l'espace intersomatique, sur la ligne médiane et à mi-hauteur de l'espace discal. Leur position était vérifiée sur les radiographies de face et de profil réalisées avant chaque série de tests ; les capteurs étaient remplacés si leur position n'était pas correcte.

f) Analyse statistique

L'analyse statistique comparative a concerné l'évolution de la courbure rachidienne, de l'amplitude de mobilité, de la zone neutre et de la pression intra-discale avant et après

application de la précharge. Celle-ci a été effectuée en utilisant le test de Wilcoxon pour échantillons appariés. La différence était considérée comme significative pour $p < 0,05$.

III.2.2.2 Modélisation en éléments finis

a) Construction du modèle

Pour l'analyse numérique en éléments finis, nous avons utilisé le modèle 3D non-linéaire du rachis cervical du Laboratoire de Biomécanique (**fig 39**). Les développements techniques ont été réalisés par S Persohn, ingénieur de recherche au LBM. Il s'agit d'un modèle construit à partir d'éléments hexaédriques et obtenu à partir de la reconstruction 3D d'un rachis cervical. Celui-ci est composé des vertèbres cervicales de C3 à C7 ainsi que des disques intervertébraux, des plateaux cartilagineux, des cartilages articulaires des facettes et des principaux ligaments.

Toutes les propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour le modèle ont été rapportées et décrits en détail dans la publication de A Laville dans Journal of Biomechanics ⁷⁰. L'os cortical et l'os spongieux ont été différenciés ; les ligaments et l'annulus ont été modélisés par des câbles (résistance à l'étirement mais aucune résistance en compression). Des zones de contacts ont été déterminées au niveau des facettes et entre les processus épineux. Au final, le modèle était composé de 5873 nœuds et de 4142 éléments.

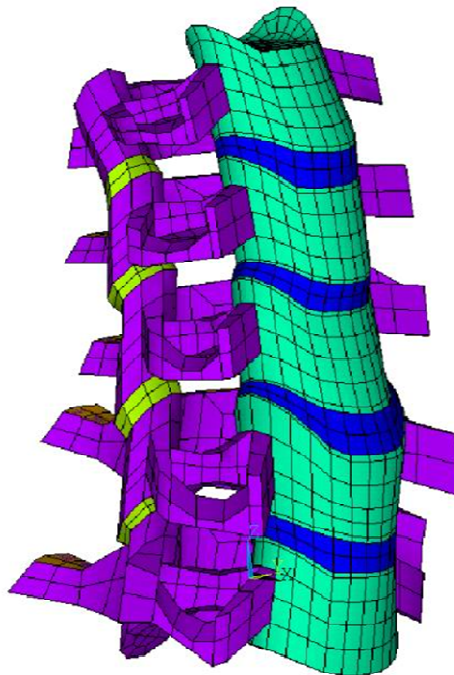


Fig 39 Modèle numérique du rachis cervical élaboré au Laboratoire de Biomécanique.

b) Simulation numérique

La précharge a été simulée en utilisant les propriétés thermo-élastiques d'éléments ressorts placés entre les processus transverses de deux vertèbres adjacentes au tiers postérieur environ du corps vertébral (position théorique du centre moyen de rotation en flexion-extension). En abaissant la température de ces éléments ressorts, on induit un raccourcissement générant ainsi une mise en compression du segment intervertébral avec une force de compression perpendiculaire à l'espace discal. La diminution de température était calculée afin de générer une force de compression de 50 ou 100 N.

Le modèle était testé de façon similaire aux expérimentations *In Vitro* en appliquant un couple d'efforts au niveau de la vertèbre C3 en flexion-extension, inclinaison latérale et torsion axiale jusqu'à un maximum de 2 N.m par paliers de 0,2 N.m. Pour chaque sollicitation, le modèle était testé avec une précharge de 0N, 50N et 100N. La précharge était également déplacée de -5 mm vers l'arrière et +5 mm vers l'avant par rapport à la position théorique et ce pour chaque sollicitation.

Les amplitudes de mobilité, les pressions intra-discales ainsi que les efforts facettaires ont été mesurés pour chaque configuration.

III.2.3 Résultats

III.2.3.1 Tests *In Vitro*

a) Courbure cervicale

L'effet du « load follower » sur la courbure cervicale est présenté sur la **figure 40**. En moyenne, le changement d'angle sagittal C3-C7 après application de la précharge a été mesuré à $5^\circ \pm 3$ [0,5-12], $p=0,58$. La moitié des rachis présentait une variation dans le sens de la flexion (diminution de la lordose) et l'autre moitié dans le sens de l'extension (augmentation de la lordose). La variation était inférieure à 5° dans la moitié des cas et inférieure à 10° dans tous les cas sauf un (spécimen R2).

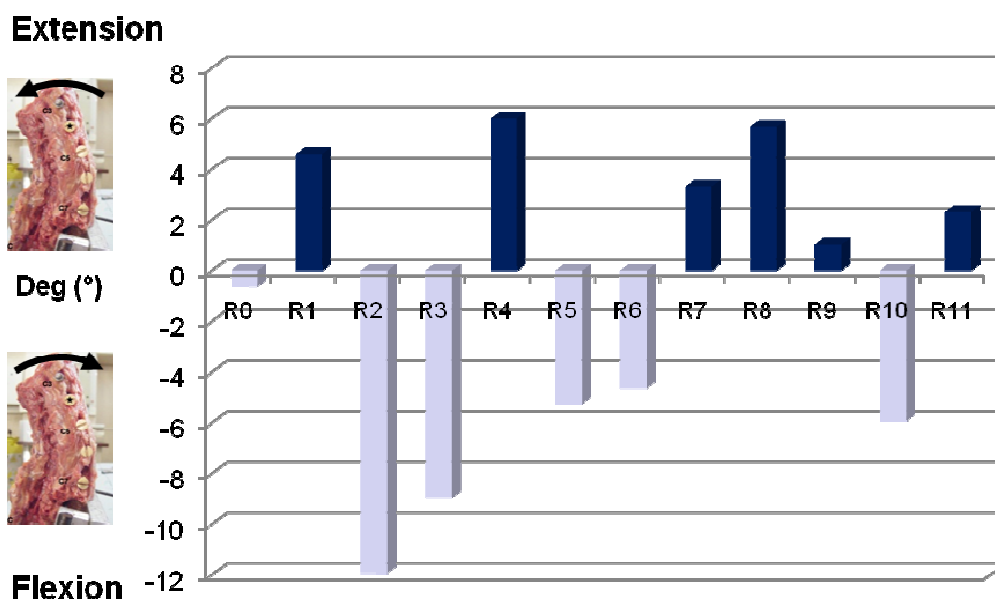


Fig 40 Changement de courbure après application de la précharge pour les 12 rachis.

b) Amplitudes de mobilité

b1) Mouvements principaux

L'analyse des courbes efforts-déplacements a mis en évidence une augmentation franche de l'hystérésis en torsion axiale et en inclinaison latérale (**Fig 41**).

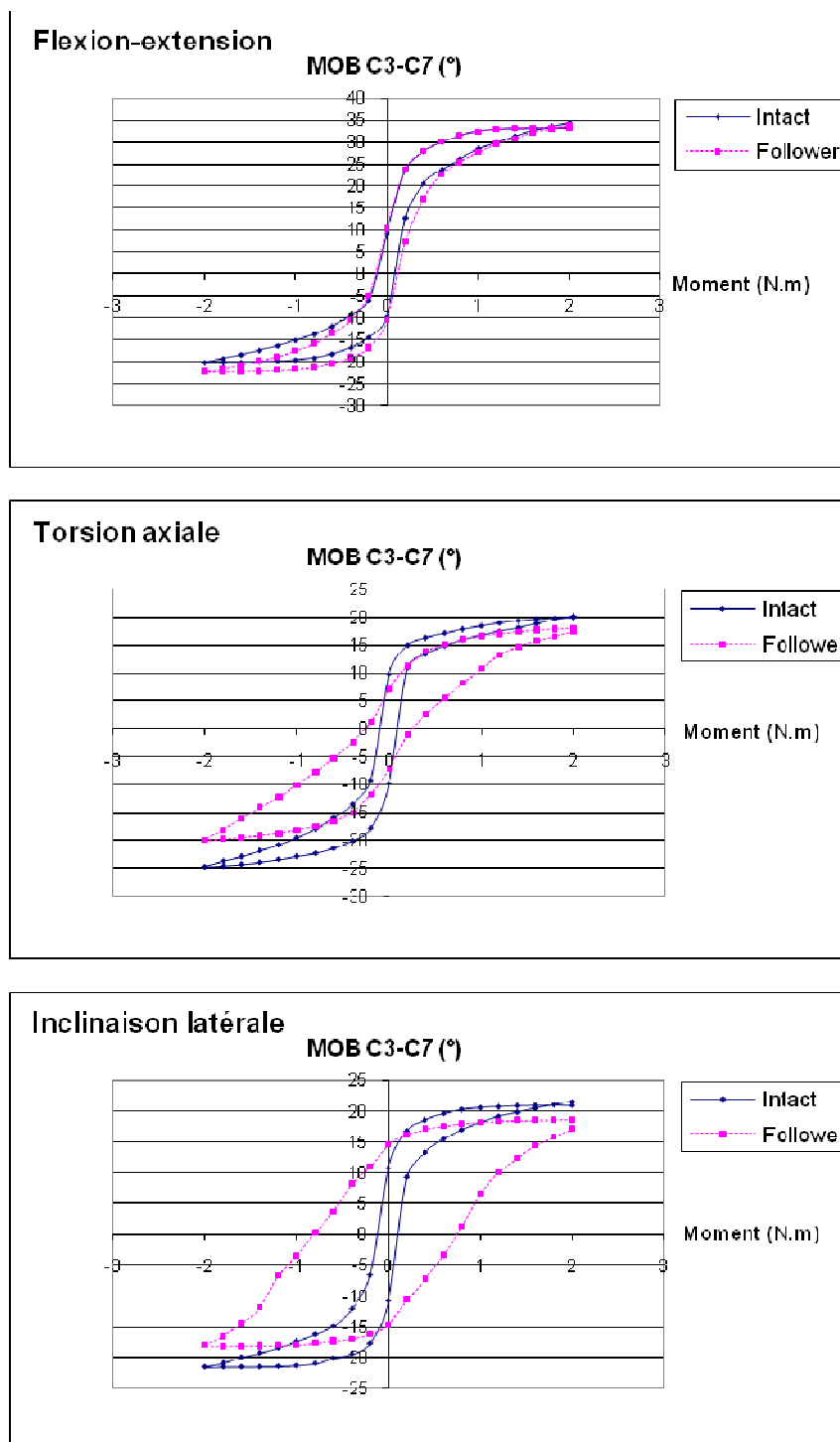


Fig 41 Moyenne des courbes efforts-déplacements pour les 3 types de sollicitation.

L'amplitude de mobilité C3-C7 moyenne passait de $54,6^{\circ} \pm 9$ [37-71] en intact à $56,1^{\circ} \pm 9$ [38-72] après application du follower load en flexion-extension, $p=0,01$; de $45,4^{\circ} \pm 8$ [27-57] à $38^{\circ} \pm 7$ [21-48] en torsion axiale, $p=0,002$; et de $43,3^{\circ} \pm 6$ [32-51] à $37,3^{\circ} \pm 7$ [24-47] en inclinaison latérale, $p=0,002$, respectivement ; **Fig 42**.

Les mobilités segmentaires sont présentées dans le tableau ci-dessous (**tableau 15**).

Tableau 15 Mobilité segmentaire de C3-C4 à C6-C7 pour les rachis testés *In Vitro* en intact et en charge (50N) en flexion-extension, torsion axiale et inclinaison latérale.

		C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7
Flexion-Extension	Sans follower	12.7° ± 3.6	14.4° ± 3.7	13.9° ± 4.1	13.6° ± 3.2
	Follower	12.9° ± 3.5	14.8° ± 3.5	14.5° ± 4.1	14° ± 3.1
		ns	p < 0.05	p < 0.01	p < 0.01
Torsion axiale	Sans follower	15.7° ± 3.8	12.5° ± 2.8	9.1° ± 2.8	7.8° ± 1.9
	Follower	12.8° ± 3.2	11.9° ± 3.1	7.9° ± 2.5	6.7° ± 2.6
		p < 0.005	ns	p < 0.01	p < 0.05
Inclinaison latérale	Sans follower	11° ± 2.3	10.2° ± 2.3	10.2° ± 3.4	9.1° ± 2.1
	Follower	9.5° ± 2.7	9.1° ± 2.6	8.7° ± 3.4	7.5° ± 2.3
		p < 0.005	p < 0.01	p < 0.005	p < 0.005

Valeurs de *p* correspondent à l'analyse statistique rachis intacts versus rachis en charge
ns non significatif

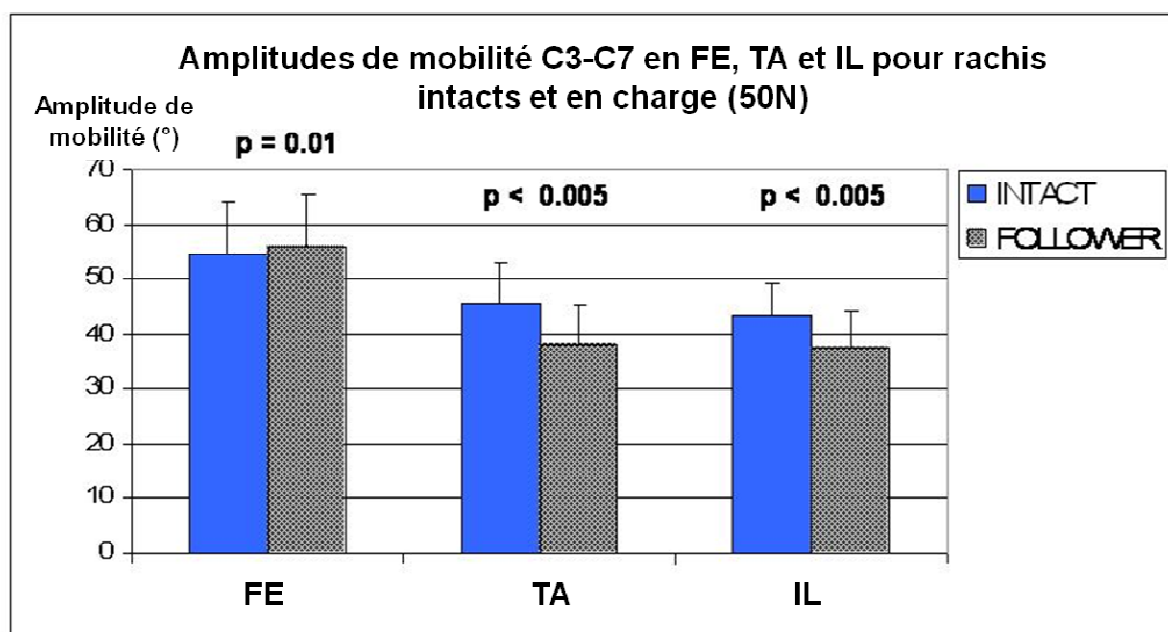


Fig 42 Amplitudes de mobilité des mouvements principaux avant et après application du follower load (50N).

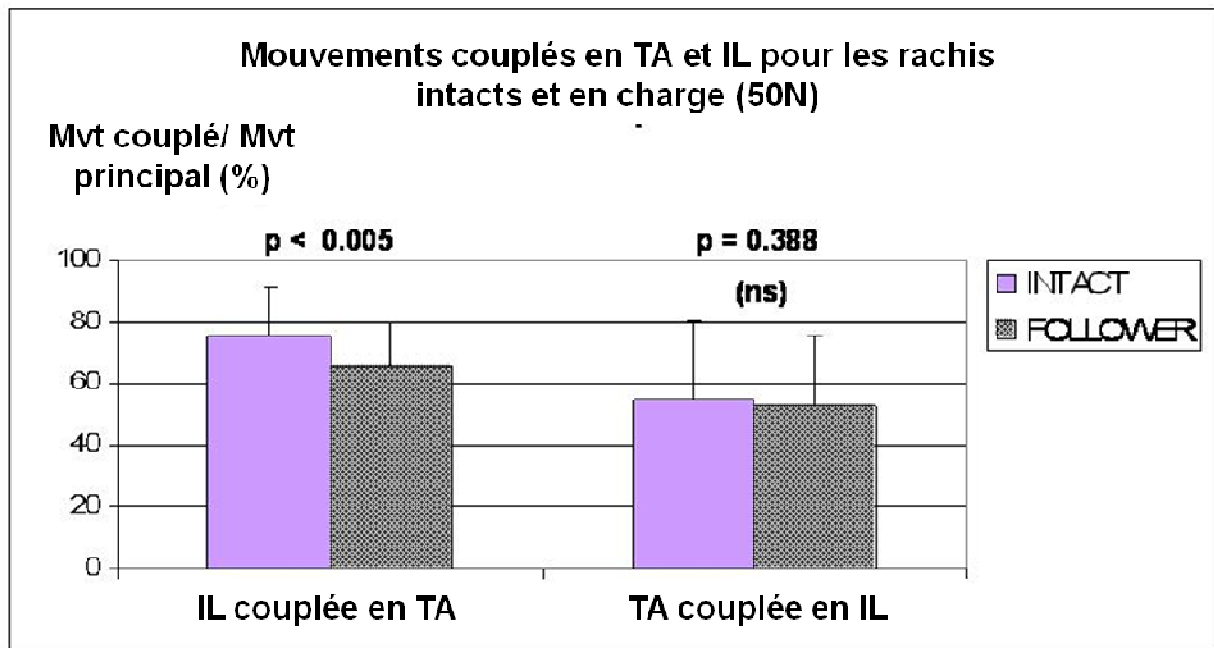


Fig 43 Rapport entre les amplitudes de mobilité des mouvements couplés et des mouvements principaux en IL et TA.

b2) Mouvements couplés

Après application de la précharge, le mouvement couplé de torsion axiale en inclinaison latérale (mouvement principal) est passé de $24,6^\circ \pm 13$ [4-54] à $20,7^\circ \pm 11$ [3-45], $p=0,38$; le mouvement couplé d'inclinaison latérale en torsion axiale (mouvement principal) est passé de $33,5^\circ \pm 6$ [26-43] à $24,6^\circ \pm 6$ [15-34], $p=0,005$. Le rapport entre les amplitudes de mobilité des mouvements couplés et des mouvements principaux est représenté dans la **figure 43**.

c) Zone neutre

Concernant la zone neutre à 0 N.m, aucune différence n'a été observée en flexion-extension ($19^\circ \pm 8$ versus $21^\circ \pm 6$, $p=0,239$) ; la zone neutre diminuait en torsion axiale ($20^\circ \pm 5$ versus $14^\circ \pm 5$, $p=0,005$) et augmentait en inclinaison latérale ($22^\circ \pm 5$ versus $29^\circ \pm 8$, $p<0,05$).

d) Pressions intradiscales

Les courbes efforts-pressions ont été obtenues pour les rachis avant et après application de la précharge en flexion-extension, torsion axiale et inclinaison latérale (**fig 44**).

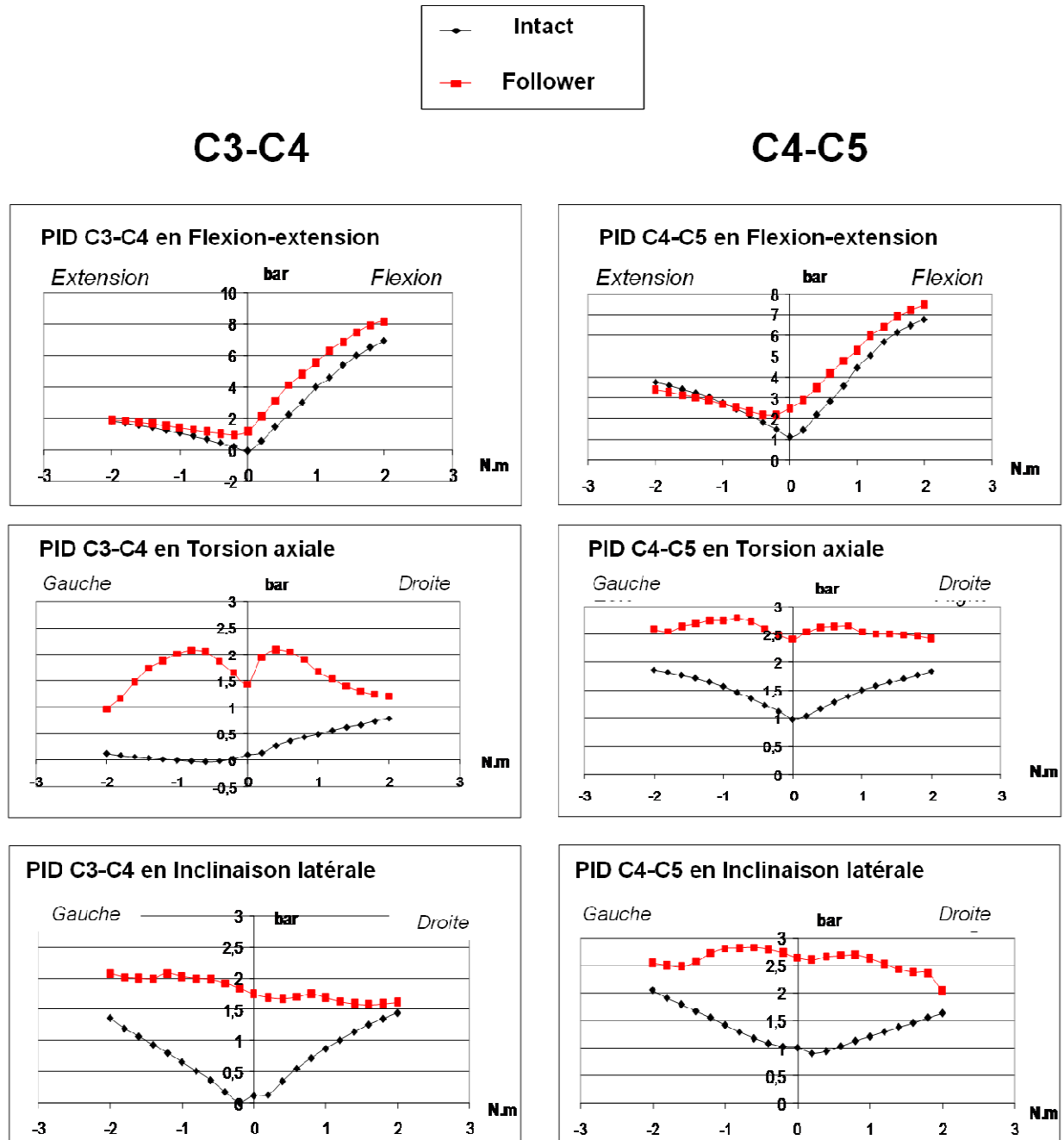


Fig 44 Courbes efforts-pressions moyennes *In Vitro* en C3-C4 et C4-C5 sans et avec précharge.

Les pressions intra-discales étaient plus élevées pour les rachis mis en compression par rapport aux rachis intacts. Le profil des courbes était peu changé en flexion-extension alors qu'en inclinaison latérale et torsion axiale celui-ci était particulièrement affecté avec perte de la forme classique en V.

En flexion, après application de la précharge, la pression intra-discale maximale (mesurée à 2 N.m) passait de 7,35 bar \pm 2,8 [2,6-11] à 8,7 bar \pm 3,5 [2,8-14] en C3-C4, $p=0,016$; et de 7,6 bar \pm 3,8 [2,3-12] à 8,1 bar \pm 4 [3,5-14] en C4-C5, $p=0,182$.

III.2.3.2 Modélisation en éléments finis

a) Validation du modèle

La validation du modèle a été réalisée par comparaison des courbes efforts-déplacements (précharge à 0N) en flexion-extension, torsion axiale et inclinaison latérale obtenues à partir du modèle avec les courbes efforts-déplacements observées lors des expérimentations *In Vitro* (pour les rachis intacts), **fig 45**.

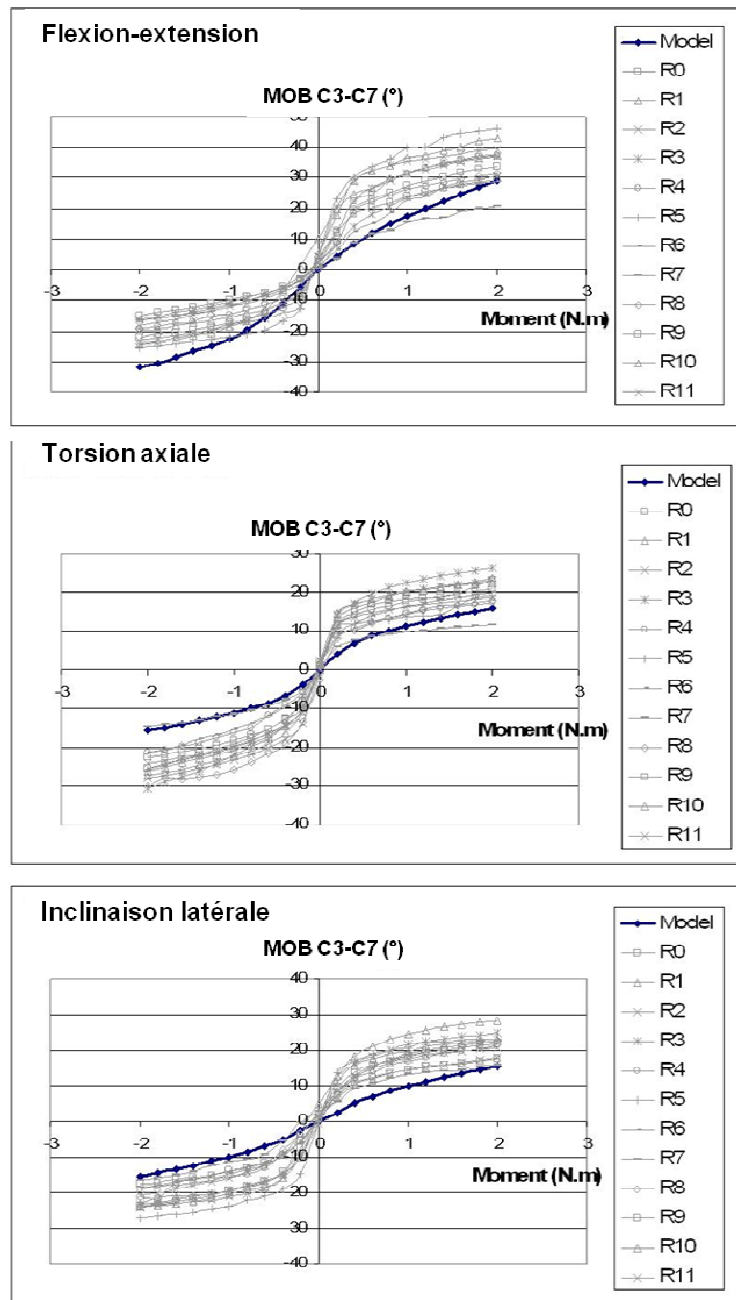


Fig 45 Validation du modèle par comparaison des courbes efforts-déplacements fournies par le modèle et celles issues des expérimentations *In Vitro* (segment C3-C7).

b) Effets du load follower

b1) Amplitudes de mobilité

La simulation numérique a permis d'étudier les variations de mobilité en flexion-extension, torsion axiale et inclinaison latérale, observées après application de la précharge dans différentes configurations (50 et 100 Newtons ; -5/0/+5 mm) ; elles sont présentées sur la **figure 46**. La mobilité (sans et avec simulation d'un follower de 50N, respectivement) était de 61° et 62° en flexion-extension, de 31,5° et 30,5° en torsion axiale et de 31° et 30,5° en inclinaison latérale. Par comparaison aux rachis intacts, aucune variation de mobilité n'a été supérieure à 10 % quelle que soit la configuration considérée. La variation maximale de mobilité en flexion-extension a été notée pour une précharge de 100 Newtons (+3,5 %) alors que la variation maximale entre rachis intacts et en charge a été observée en torsion axiale pour la configuration 50 Newtons et position -5 mm (diminution de mobilité de 31,4° à 28,3°, soit -9,9 %).

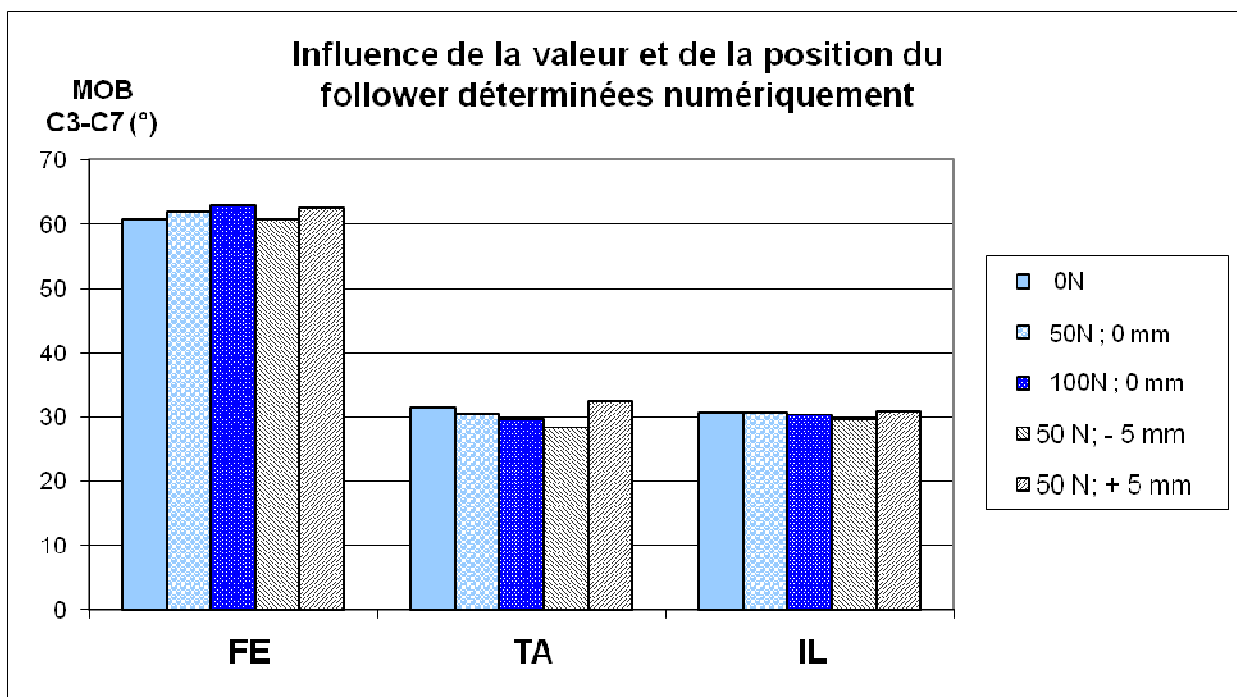


Fig 46 Influence de la valeur et du positionnement antéro-postérieur du follower déterminées à partir du modèle numérique sur les amplitudes de mobilité en FE, TA et IL.

b2) Pressions intradiscales

Les courbes efforts-pressions déterminées à partir du modèle numérique sont présentées sur la **figure 47** pour les rachis intacts et après application d'une précharge de 50N. La mise en compression du rachis cervical était systématiquement associée à une augmentation des pressions intra-discales. Le profil des courbes était clairement respecté. En flexion maximale (à 2 N.m) la pression intra-discale augmentait de 22 % et 26 % en C3-C4 et C4-C5, respectivement.

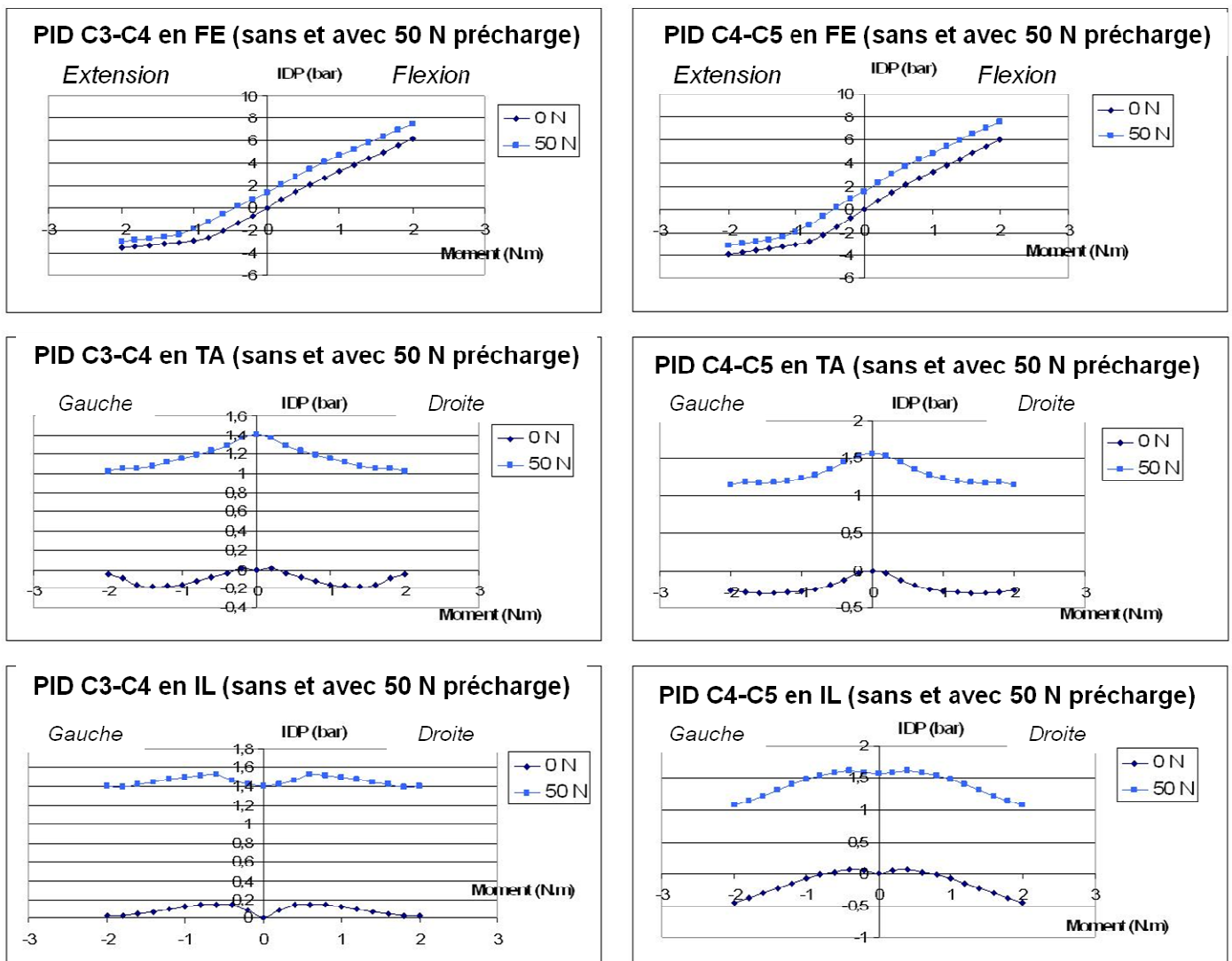


Fig 47 Courbes efforts-pressions fournies par le modèle numérique (avec et sans précharge de 50N).

b3) Efforts facettaires

Concernant les efforts facettaires déterminés numériquement, ceux-ci étaient systématiquement augmentés après application de la précharge, autour de 5-10 % en extension maximale, de 7-12 % en torsion axiale maximale et de 7-9 % en inclinaison latérale maximale (**fig 48**).

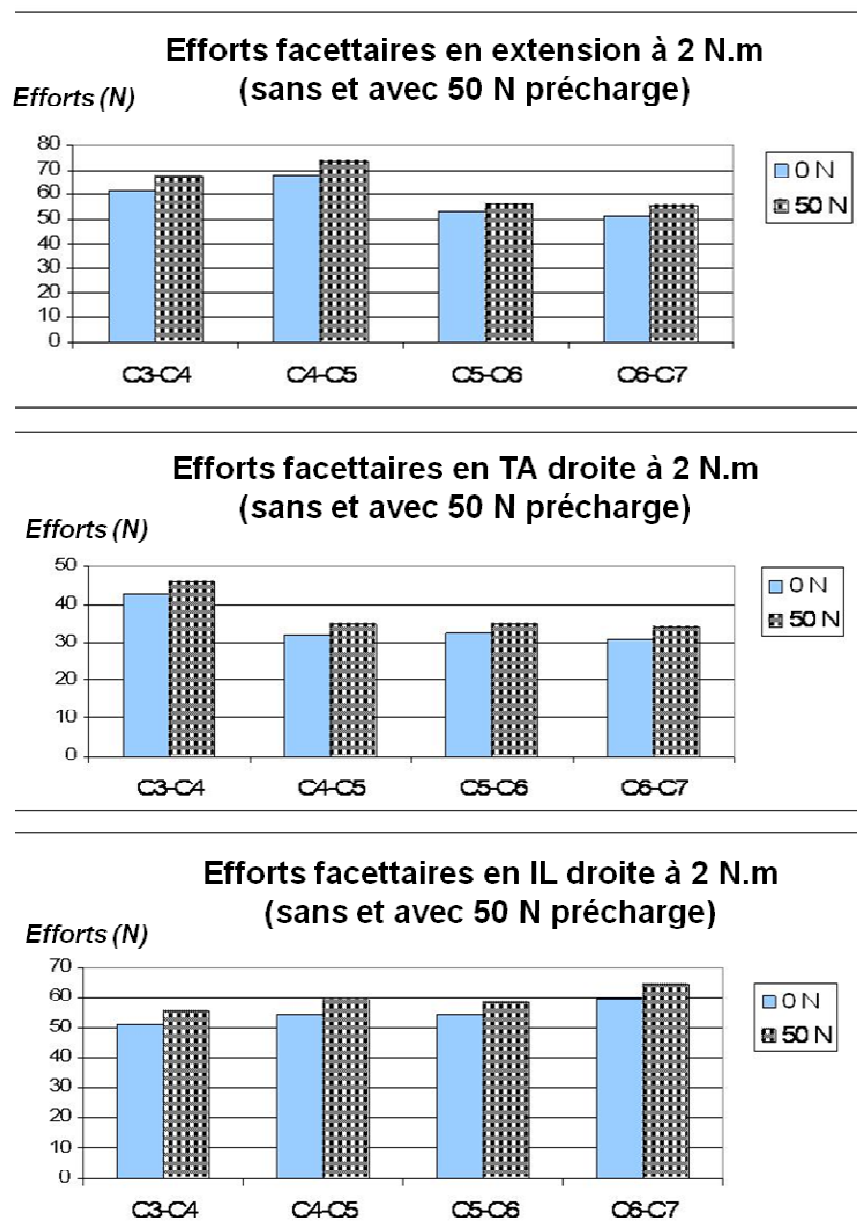


Fig 48 Efforts transmis par les facettes calculés par le modèle numérique en extension, torsion axiale droite et inclinaison latérale droite maximales.

III.2.4 Discussion

Le but de ce travail était d'évaluer l'impact de l'application d'une précharge sur le comportement biomécanique du rachis cervical en se servant à la fois des expérimentations *In Vitro* et des méthodes de simulation numérique.

La méthode du « load follower » décrite par Patwardhan et al ⁹² consiste à appliquer une force de compression sur toute la hauteur du rachis, perpendiculaire à chaque espace discal et tangentielle à la courbure sagittale dans le but d'exercer une mise en compression du rachis tout en modifiant le moins possible sa courbure physiologique. Par comparaison avec une force de compression purement verticale appliquée à la partie crâniale du rachis cervical, le « load follower » permet au rachis de supporter des efforts beaucoup plus importants, proches des valeurs physiologiques, autour de 150-200 Newtons, soit environ dix fois plus qu'un effort purement vertical. Le « load follower » permet d'appliquer un effort quasiment pur de compression de façon segmentaire en évitant le bras de levier lié à la courbure naturelle du rachis cervical.

La position des vis de guidage à travers passe le câble par lequel est appliquée la précharge est un paramètre important puisqu'un positionnement trop postérieur risque d'induire un moment d'extension avec accentuation de la lordose alors qu'un positionnement trop antérieur risque d'induire un moment de flexion avec au contraire mise en cyphose du rachis cervical. Il est donc important de positionner les vis de guidage à proximité du point d'équilibre du rachis cervical, c'est-à-dire le plus proche possible du centre de rotation théorique en flexion-extension. Il faut toutefois garder à l'esprit que le centre de rotation théorique ne correspond qu'à la position moyenne des centres instantanés de rotation et donc que la position du point d'équilibre n'est plus la même dès que le rachis part en flexion ou en extension. Notre étude a montré que positionner ces vis de guidage entre les racines postérieures et antérieures des processus transverses n'entraînait que des variations minimales de la courbure sagittale du rachis cervical, suggérant que ce repère anatomique est finalement fiable, reproductible et proche du point d'équilibre naturel du rachis cervical. Par ailleurs, la technique de pose des vis de guidage selon ce repère morphologique s'est avérée relativement aisée et a permis de préserver toutes les structures osseuses et discoligamentaires de voisinage.

Au terme de ce travail, nous pouvons affirmer que les conséquences du « load follower » sur le comportement biomécanique du rachis cervical dépendent du type de sollicitations, les variations étant particulièrement plus marquées en torsion axiale et inclinaison latérale.

En flexion-extension, les variations d'amplitude de mobilité, de zone neutre et de profil des courbes efforts-déplacements entre rachis intacts et rachis en charge étaient négligeables. Le seul effet significatif était l'augmentation des pressions intradiscales (environ 10 % lors des tests *In Vitro*, et un peu plus marquée en modélisation). Il apparaît ainsi qu'en flexion-extension, le « load follower » permet une mise en compression segmentaire du rachis cervical sans altérations significatives de son comportement biomécanique. De plus, les simulations numériques ont montré que le « follower » pouvait être placé dans une zone de 10 mm autour du CMR théorique sans conséquences majeures sur le plan cinématique.

En revanche, en torsion axiale et inclinaison latérale, nous avons observé une réduction significative des amplitudes de mobilité pour les mouvements principaux ainsi que des variations significatives pour les mouvements couplés. Le profil des courbes efforts-déplacements était altéré avec une nette augmentation de l'hystérésis et une variation d'amplitude de la zone neutre suggérant que la qualité du mouvement pouvait également être affectée par l'application de la précharge. Par ailleurs, les courbes efforts-pressions présentaient un profil significativement différent en torsion axiale et inclinaison latérale par rapport aux rachis intacts, suggérant ici également que la transmission des efforts à travers l'unité fonctionnelle rachidienne, et le disque en particulier, était probablement moins physiologique.

En considérant que ces altérations biomécaniques en torsion axiale et inclinaison latérale n'ont pas été confirmées par la modélisation en éléments finis, nous pouvons légitimement penser que ces variations sont liées à la technique d'application de la précharge *In Vitro* plutôt qu'à la mise en compression segmentaire du rachis cervical.

A chaque contact entre le câble et les têtes de vis de guidage, l'effort de compression se décompose en effet en une force de compression parallèle au câble et perpendiculaire au plan transversal de l'espace discal et une force de cisaillement perpendiculaire au câble et parallèle à l'espace discal. Ce contact entre le câble et la tête de vis au niveau de chaque vertèbre est inévitable, c'est le principe même du follower. En flexion-extension (mouvement plan), le « load follower » permet d'appliquer quasiment exclusivement un effort de compression alors qu'en torsion axiale et inclinaison latérale (mouvements couplés) le « load follower » génère un effort de compression associé à un effort de cisaillement, probablement à l'origine des variations cinématiques et de transmission des efforts observées. De plus,

l'existence de frottements le long du câble du follower au niveau de ces vis de guidage peut entraîner également des efforts parasites. Ceux-ci sont hautement probables devant l'augmentation importante de l'hystérésis observée sur les courbes efforts-déplacements. Afin de limiter les frottements et les efforts parasites, il est important de lisser les zones de contact (perçage arrondi au niveau des têtes de vis) et d'utiliser un câble ciré ou enduit (huilé). Toutefois, ces efforts de frottement ne peuvent qu'être limités au mieux car le contact entre têtes de vis et câble est inévitable.

Par ailleurs, il est possible que les différences observées entre le mouvement de flexion-extension et les mouvements couplés de torsion et d'inclinaison soient également liés à la mise en compression des facettes articulaires. L'importance des mouvements couplés est une caractéristique bien établie de la cinématique du rachis cervical. Skalli et al ¹²⁶ avaient notamment insisté sur le rôle joué par l'orientation de l'interligne articulaire dans la genèse du couplage. Il est probable que la mise en compression des facettes (avec augmentation des efforts transmis par les facettes autour de 10 %) affecte plus spécifiquement les mouvements couplés que le mouvement sagittal (efforts facettaires quasiment nuls en flexion).

Nos résultats sont parfaitement concordants avec ceux rapportés par Crompton ²⁷ et Miura ⁸², qui avaient observé que l'effet de la précharge dépendait du type de sollicitation considérée. Ces auteurs avaient ainsi proposé ⁸², afin de reproduire les amplitudes de mobilité observées *In Vivo*, un protocole appliquant des valeurs d'efforts variables en fonction de la sollicitation : protocole « 2 :4 :2 » avec 2 N.m en flexion-extension, 4 N.m en torsion axiale et 2 N.m en inclinaison latérale.

La combinaison entre tests *In Vitro* et modélisation en éléments finis nous a permis de mieux comprendre le comportement biomécanique du rachis cervical en charge. En effet, les forces de cisaillement et de frottement ont pu être supprimées lors de la simulation numérique, ce qui a permis de faire la part entre les conséquences de la mise en compression pure du rachis cervical et les conséquences liées à la technique du « load follower » telle que l'on peut l'appliquer lors des expérimentations *In Vitro*. Ce travail illustre ainsi l'intérêt d'associer des expérimentations *In Vitro* et de la modélisation pour la recherche en biomécanique.

En conclusion, la technique du « load follower » constitue en théorie une méthode séduisante pour appliquer une précharge au niveau du rachis cervical et permettre de simuler l'effort de compression secondaire au poids de la tête et à l'action de la musculature paravertébrale. Nos résultats suggèrent cependant que le « load follower » peut significativement affecter le comportement du rachis cervical notamment en torsion axiale et

inclinaison latérale et induire un certain degré de variabilité d'un spécimen à l'autre. En conséquence, le « load follower » nous paraît devoir être logiquement adapté en fonction des objectifs de l'expérimentation et en particulier de la nature des implants testés. Lorsque le but des expérimentations est d'évaluer le comportement d'une instrumentation rigide classique et/ou d'un montage rigide, l'intérêt d'utiliser une précharge nous paraît tout fait limité. En revanche lorsqu'il s'agit de tester des implants avec un risque de micro-séparation au sein de l'implant (type prothèse discale cervicale) ou entre l'implant et l'os (type cage intersomatique testée seule), l'intérêt d'appliquer une précharge avec mise en compression segmentaire du rachis cervical paraît ici beaucoup plus évident ; nous recommandons cependant son utilisation uniquement en flexion-extension compte-tenu des résultats observés dans notre étude.

Ainsi, cette étude fondamentale nous a aidés à mieux définir le protocole expérimental à utiliser dans le cadre de l'évaluation *In Vitro* des prothèses discales et nous nous appuyerons sur ces résultats pour la troisième partie de ce chapitre.

III.3 PROTHESE DISCALE VERSUS ARTHRODESE : EVALUATION IN VITRO DES MONTAGES MONO-, BI-SEGMENTAIRES ET HYBRIDES

Parce que la chirurgie prothétique du disque intervertébral cervical est une technique innovante, les études expérimentales menées jusqu'à ce jour ^{21,29,30,32,75,105,131,132} ont essentiellement évalué cette technique chirurgicale sur un niveau. Cependant, la pathologie dégénérative du rachis cervical est souvent plurisegmentaire et l'indication d'une chirurgie pluri-étagée est une situation fréquente en pratique clinique. La perte de mobilité étant plus importante en cas de fusion pluri-étagée, le bénéfice potentiel de réduction des contraintes aux niveaux adjacents pourrait être encore plus net en cas d'arthroplasties plurisegmentaires par rapport à une arthroplastie à un seul niveau.

Récemment, différents auteurs ^{23,95,100} ont rapporté des résultats cliniques encourageants pour les arthroplasties à plusieurs niveaux sans différence significative avec l'arthroplastie à un niveau. Cependant, il n'existe pas de consensus à l'heure actuelle pour le traitement chirurgical de la pathologie dégénérative cervicale pluri-étagée : fusions, arthroplasties ou montages hybrides.

Les expérimentations *In Vitro* permettent de mieux comprendre et surtout d'évaluer de façon objective le comportement biomécanique des prothèses discales cervicales avec en particulier une analyse quantitative de la cinématique aux niveaux instrumentés mais aussi aux niveaux adjacents. Bien que ces tests représentent une étape essentielle avant l'utilisation de technologies innovantes chez l'homme, peu de travaux ^{28,96} ont concerné les prothèses discales implantées à plusieurs niveaux et/ou en association avec une arthrodèse (montage hybride). A notre connaissance, aucune étude dans la littérature n'a comparé la prothèse discale cervicale et l'arthrodèse en analysant à la fois la cinématique segmentaire et les pressions intradiscales aux niveaux adjacents.

III.3.1 Objectifs

Le but de ce travail était, à travers des expérimentations *In Vitro* sur rachis cervicaux humains, de comparer le comportement biomécanique d'une prothèse discale cervicale et de l'arthrodèse en évaluant les montages mono-, bisegmentaires et hybrides. L'évaluation a consisté en une analyse cinématique aux niveaux opérés et aux niveaux adjacents ainsi qu'une mesure des pressions intradiscales aux niveaux adjacents.

III.3.2 Méthodologie

Le protocole expérimental d'évaluation des implants rachidiens du Laboratoire de Biomécanique d'Arts et Metiers ParisTech est accrédité par le COFRAC suivant la norme ISO 17025.

III.3.2.1 Préparation des pièces anatomiques

Douze rachis cervicaux humains C2-T2 (6 hommes et 6 femmes) ont été prélevés au sein du département d'Anatomie de la Faculté de Médecine des Saints-Pères, Paris, France. L'âge moyen des corps dont étaient issus les rachis était de 62 ans \pm 6,4 [55-77].

La conservation et la préparation des spécimens anatomiques ont été détaillées dans la partie III.2.2.1.a de la thèse.

III.3.2.2 Protocole expérimental

Les tests biomécaniques ont été réalisés en effort-imposé (« load-control protocol »). Le protocole expérimental a été décrit en détails dans les parties III.2.2.1.b) et c) de la thèse.

En utilisant un système de disques-poulies, les efforts ont été appliqués sous la forme de couples successivement en flexion/extension, inclinaison latérale (droite et gauche) et torsion axiale (droite et gauche) par paliers de 0.2 N.m jusqu'à un maximum de 2 N.m.

Pour chaque configuration en flexion-extension, les tests biomécaniques ont été effectués sans et avec application d'une précharge de 50 Newtons selon la méthode du « load follower ».

III.3.2.3 Mesure des déplacements

Les déplacements ont été mesurés dans les trois plans de l'espace par l'intermédiaire d'un système opto-électronique 3D (POLARIS™ VICRA System, Northern digital Inc, Waterloo, ON) relié à une unité d'acquisition informatisée (cf partie III.2.2.1.d).

III.3.2.4 Configurations testées

Les rachis cervicaux ont été séparés en deux groupes de 6 spécimens chacun (**fig 49**).

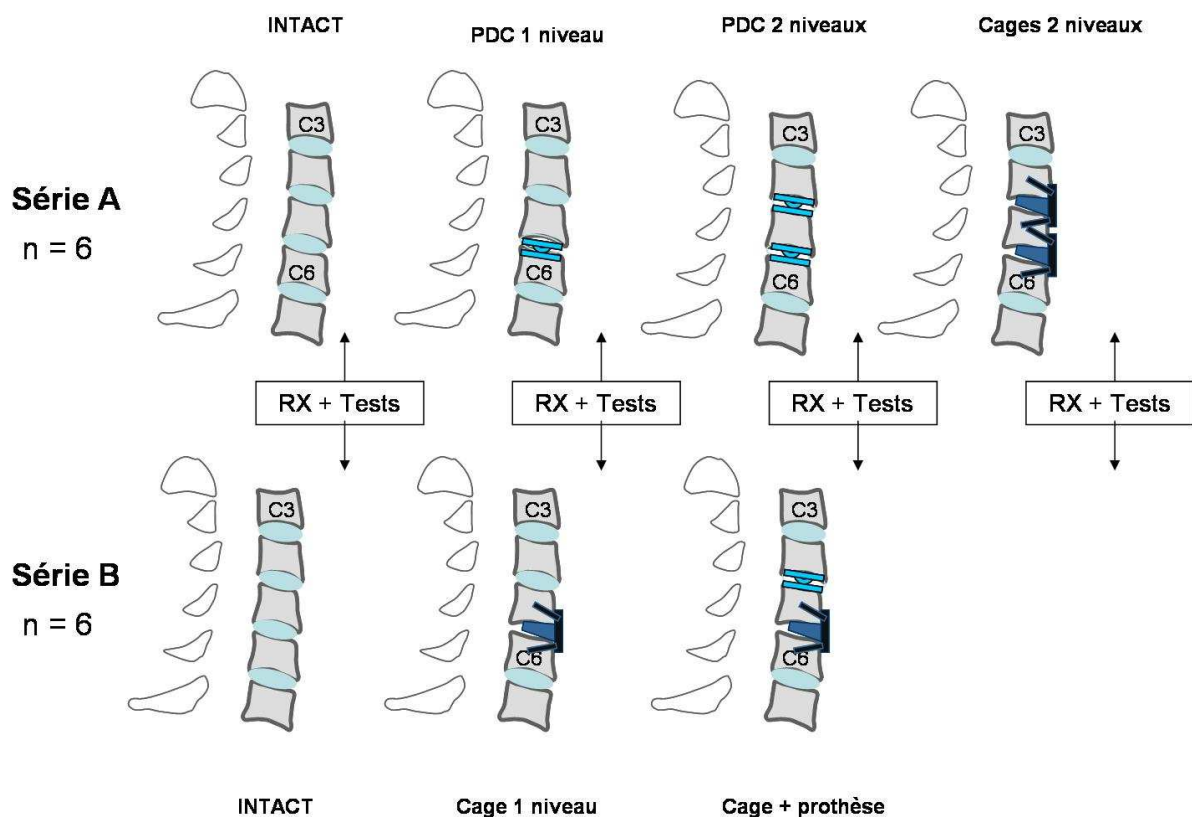


Fig 49 Configurations testées à travers les tests biomécaniques *In Vitro*.

Dans le groupe A, les rachis ont été testés dans 4 configurations différentes (**fig 50**) :

- intacts,
- après arthroplastie à 1 niveau en C5-C6,
- après arthroplastie à 2 niveaux en C5-C6 et C4-C5,
- après arthrodèse à 2 niveaux en C5-C6 et C4-C5.

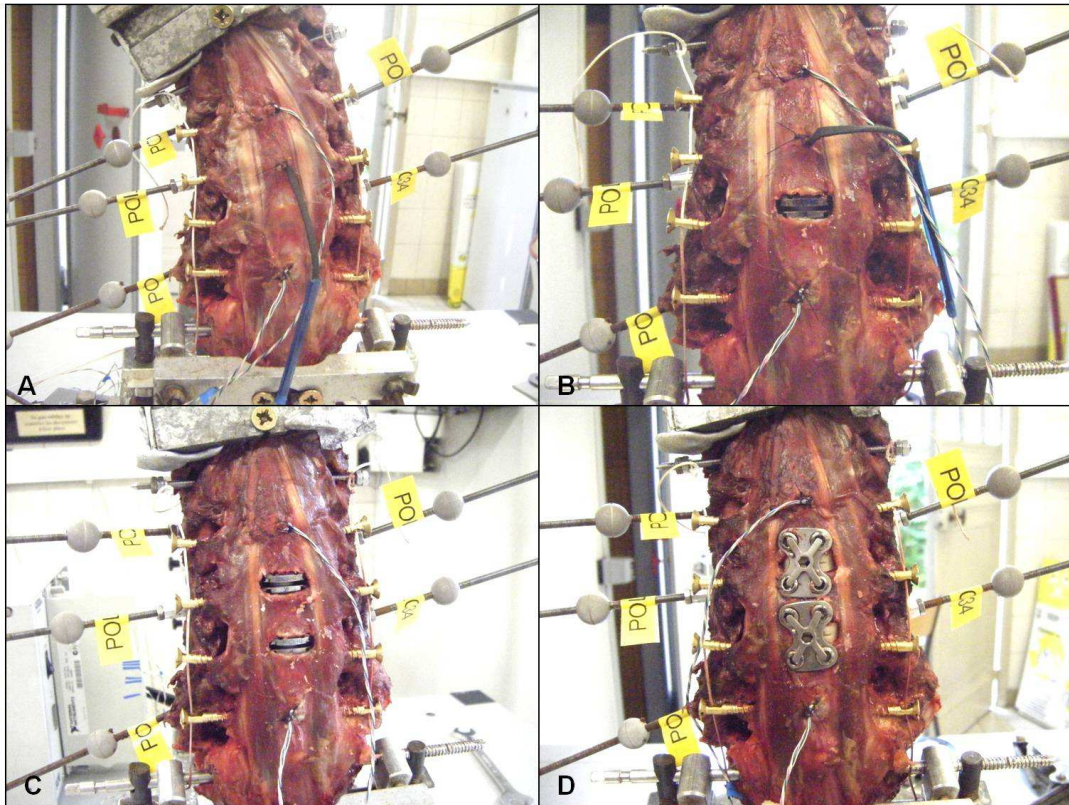


Fig 50 Configurations testées dans le groupe A : intact (A), arthroplastie à 1 niveau (B), arthroplastie à 2 niveaux (C), arthrodèse à 2 niveaux (D).

Dans le groupe B, les rachis ont été testés dans 3 configurations différentes (**fig 51**) :

- intacts,
- après arthrodèse à 1 niveau en C5-C6,
- après arthrodèse en C5-C6 et arthroplastie en C4-C5 (montage hybride).

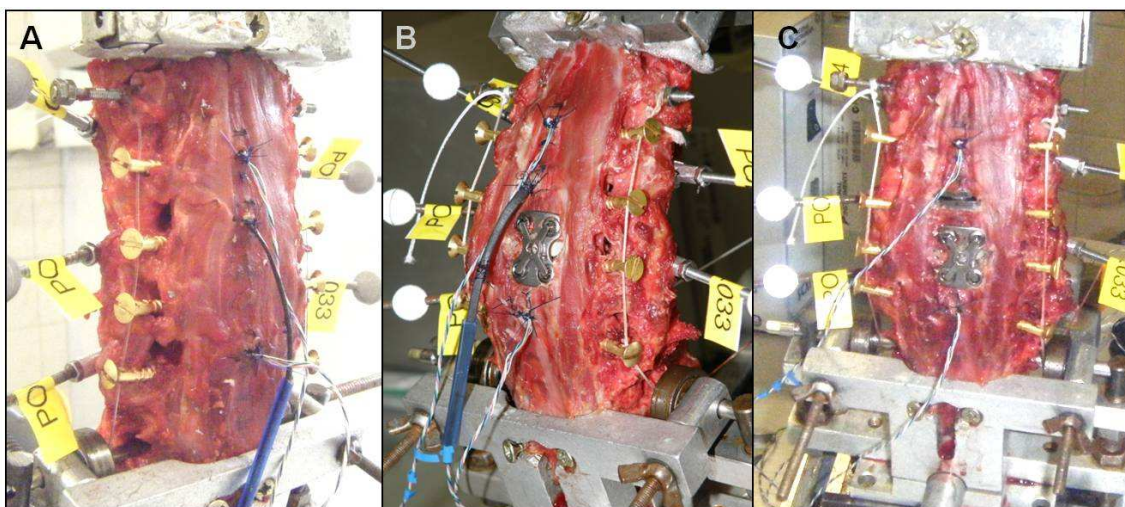


Fig 51 Configurations testées dans le groupe B ; intact (A), arthrodèse à 1 niveau (B), montage hybride (C).

La prothèse discale implantée (DiscocervTM, Scient'X/Alphatec Spine, Carlsbad, USA) est de type rotulée, à articulation sphérique, constituée de deux plateaux en titane et de deux surfaces de contact en céramique (cf description détaillée partie III.1.2.1.b).

L'arthrodèse a été réalisée au moyen d'une cage intersomatique en PEEK (SamarisTM, Scient'X/Alphatec Spine, Carlsbad, USA) associée à une ostéosynthèse par plaque cervicale antérieure vissée (SecuplaqueTM, Scient'X/Alphatec Spine, Carlsbad, USA).

Après évaluation du rachis intact, une discectomie aussi complète que possible était réalisée en préservant les structures osseuses (plateaux vertébraux et uncus). La préparation des plateaux vertébraux a été effectuée à l'aide d'une fraise diamantée (Medtronic Inc, Minneapolis, MN, USA). Le ligament longitudinal postérieur était préservé alors que l'annulus postérieur était complètement réséqué afin d'autoriser un placement optimal, frontal et sagittal, de la prothèse (ou de la cage) au sein de l'espace intersomatique. L'alignement devait être strictement médian dans le plan frontal. Dans le plan sagittal, le plus grand recouvrement antéro-postérieur possible des plateaux vertébraux devait être assuré. La hauteur de la prothèse était adaptée en fonction de l'effet de distraction observé.

III.3.2.5 Stéréoradiographies biplanaires

Afin de connaître le déplacement relatif d'une vertèbre par rapport à la vertèbre sous-jacente, deux repères ont été définis : le repère anatomique de la vertèbre et le repère associé aux marqueurs réfléchissants. La position relative du repère « marqueurs » par rapport au repère « anatomique » a été déterminée sur les reconstructions 3D obtenues à partir de radiographies biplanaires de face et de profil (système EOSTM), **fig 52**. La précision des mesures a été déterminée autour de 0,5 mm pour les déplacements linéaires et autour de 0,5° pour les déplacements angulaires.

Les radiographies biplanaires ont également servi à contrôler le positionnement de l'implant dans les deux plans avant les tests biomécaniques pour chaque configuration.

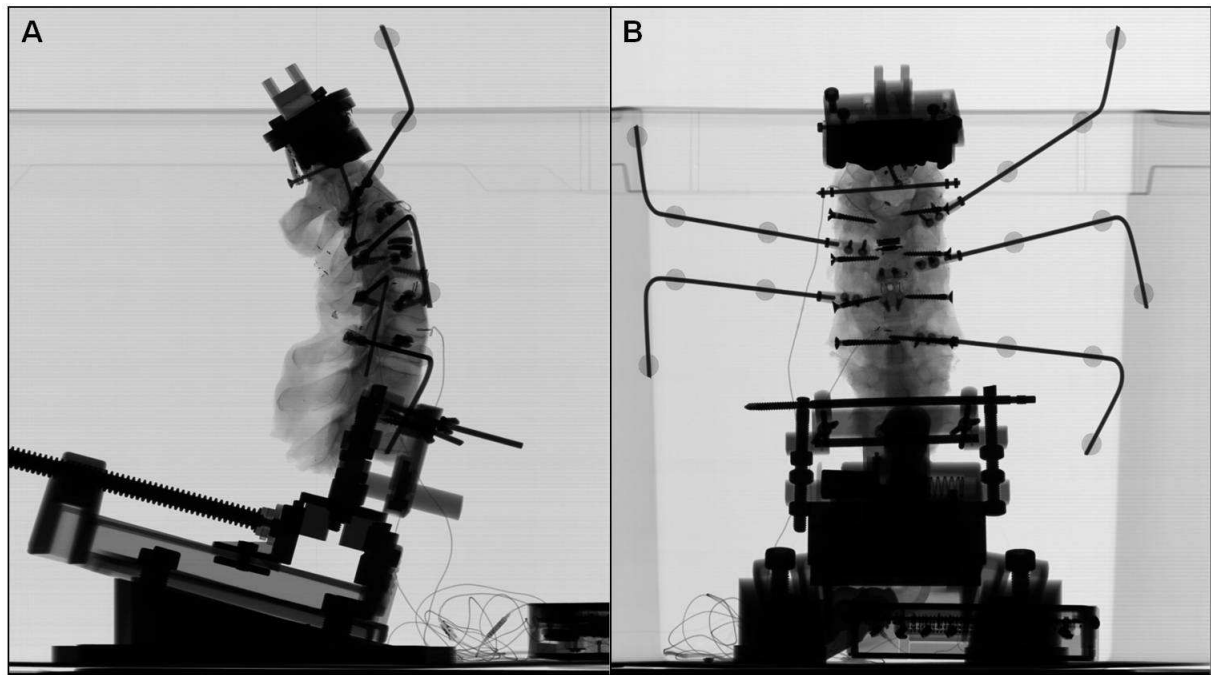


Fig 52 Stéréoradiographies biplanaires de profil (A) et de face (B).

III.3.2.6 Mesure des pressions intradiscales

Des capteurs de pression (EPL-B02-100P ;Entran,Fairfield, NJ) ont été placés au sein des disques intervertébraux en C3-C4 et C4-C5 permettant la mesure de la pression intradiscale (PID) à ces niveaux durant les tests biomécaniques (cf partie III.2.2.1.e). En C4-C5, la PID était mesurée uniquement pour la configuration intacte et pour les montages à 1 niveau.

III.3.2.7 Niveaux adjacents

Afin d'analyser les changements aux niveaux adjacents, la comparaison entre les différentes configurations a été réalisée en utilisant le concept du protocole hybride décrit par Panjabi et al. Les amplitudes de mobilité et les pressions intradiscales ont été comparées à déplacement angulaire identique correspondant dans chaque groupe à la mobilité sagittale maximale de la configuration la plus rigide (c'est-à-dire l'arthrodèse 2 niveaux pour le groupe A, et le montage hybride pour le groupe B).

La contribution des niveaux adjacents a été exprimée en % de la mobilité globale C3-C7 et a été calculée de la façon suivante :

$$[\text{Mob}_{\text{adjacent}} \times 100] / \text{Mob}_{\text{C3-C7}}$$

III.3.2.8 Analyse statistique

L'analyse statistique a été effectuée en utilisant le logiciel XLSTAT (Addinsoft SARL, Paris, France). Au sein de chaque groupe, la comparaison entre les différentes configurations (mobilité, pression intradiscale) a été effectuée en utilisant le test de Wilcoxon pour échantillons appariés. La comparaison entre le groupe A et le groupe B a été effectuée en utilisant le test de Mann-Whitney pour échantillons indépendants. La différence était considérée comme significative pour une valeur de $p < 0,05$.

III.3.3 Résultats

L'âge moyen était de 62,3 ans \pm 5 [55-69] pour le groupe A et de 61,8 ans \pm 8 [55-77] pour le groupe B, $p=0,58$. Chaque groupe comportait autant d'hommes que de femmes.

III.3.3.1 Amplitudes de mobilité

a) Mobilité globale C3-C7

Aucune différence statistiquement significative n'a été observée en terme de mobilité globale C3-C7 entre les deux groupes à l'état intact : $52^\circ \pm 10$ [37-63] contre $57,5^\circ \pm 8$ [47-71] en flexion-extension, $p=0,52$; $44^\circ \pm 9$ [27-51] contre $46,5^\circ \pm 7$ [39-57] en torsion axiale, $p=1$; $44^\circ \pm 7$ [32-51] contre $44^\circ \pm 6$ [35-51], $p=1$, pour les groupes A et B respectivement. Les résultats sont présentés dans le **tableau 16**.

Tableau 16 Amplitudes de mobilité globale C3-C7 (2 N.m) en FE, TA et IL.

	FE	TA	IL
Groupe A			
Intact	$52^\circ \pm 10$ [37-63]	$44^\circ \pm 9$ [27-51]	$43.5^\circ \pm 6.5$ [32-51]
Prothèse 1 niveau	$51.5^\circ \pm 10$ [39-67]	$41.5^\circ \pm 11$ [23-53]	$41.5^\circ \pm 6$ [30-49]
Prothèses 2 niveaux	$48^\circ \pm 10$ [34-61]	$39.5^\circ \pm 10$ [20-50]	$39^\circ \pm 7$ [26-45]
Arthrodèses 2 niveaux	$32^{***} \pm 7$ [25-42]	$26.5^{***} \pm 9$ [13-39]	$27.5^{***} \pm 5$ [20-33]
Groupe B			
Intact	$57.5^\circ \pm 8.5$ [47-71]	$46.5^\circ \pm 6.5$ [39-57]	$43.5^\circ \pm 6$ [35-51]
Arthrodèse 1 niveau	$49^{***} \pm 7$ [41-59]	$39.5^{***} \pm 6.5$ [32-47]	$38^{***} \pm 4.5$ [33-45]
Montage hybride	$45.5^{***} \pm 7$ [37-53]	$36.5^{***} \pm 5.5$ [29-43]	$35.5^{***} \pm 4.5$ [27-41]

Moyennes de mobilité sont exprimées en degrés ($^\circ$), déviation standard \pm , [min-max]

****** $p < 0.05$ (rachis instrumentés versus rachis intacts)

b) Mobilités segmentaires

Les mobilités segmentaires de C3-C4 à C6-C7 en flexion-extension, torsion axiale et inclinaison latérale sont présentées dans les **tableaux 17, 18 et 19** pour toutes les configurations et les deux groupes. En flexion-extension, les spécimens ont tous été testés avec et sans précharge de 50 Newtons, cependant la différence de mobilité segmentaire entre les deux conditions n'a jamais été supérieure à 1° quel que soit le niveau considéré.

Groupe A

Par comparaison aux rachis intacts, l'implantation d'une prothèse discale en C5-C6 a entraîné une diminution de la mobilité segmentaire C5-C6 pour les trois types de sollicitations mais uniquement significative en inclinaison latérale (variation -28 %). Aucune différence n'a été observée aux niveaux adjacents C4-C5 et C6-C7.

Par comparaison aux rachis intacts, la configuration arthroplastie à 2 niveaux (C4-C5 et C5-C6) était toujours associée à une réduction de la mobilité segmentaire C5-C6 pour les trois types de sollicitations mais uniquement significative en torsion axiale (variation -16%). Au niveau C4-C5 (prothèse en position crâniale), il a également été observée une réduction de la mobilité segmentaire pour les trois types de sollicitations ; celle-ci était uniquement significative en inclinaison latérale (variation -35 %). Aucune différence n'a été observée aux niveaux adjacents C3-C4 et C6-C7.

Concernant la configuration arthrodèse à 2 niveaux (C4-C5 et C5-C6), comme attendu, il a été observé une réduction importante et significative de la mobilité aux deux niveaux instrumentés C4-C5 et C5-C6 par rapport à l'état intact (variation de -56 à -85 % de la mobilité en fonction du type de sollicitation). Aucune différence n'a été observée aux niveaux adjacents C3-C4 et C6-C7 pour les 3 types de sollicitations.

Tableau 17 Amplitudes de mobilité segmentaire en FE (sans/avec load follower).

Groupe A		Intact	Proth. C5-C6	Proth. C4-C5 et C5-C6	Arthrod. C4- C5 et C5-C6
C3-C4	Sans follower	12,5 \pm 4,5	12,5 \pm 4,5 ns	12,5 \pm 4,5 ns	13 \pm 4 ns
	Avec follower	13 \pm 4,5	12,5 \pm 4,5 ns	12,5 \pm 4 ns	13 \pm 4 ns
C4-C5	Sans follower	14,5 \pm 4,5	15 \pm 4 ns	10,5 \pm 3,5 ns	2 \pm 1 p= 0,028
	Avec follower	15 \pm 4,5	15,5 \pm 4 p= 0,028	10,5 \pm 3,5 ns	2,5 \pm 1,5 p= 0,028
C5-C6	Sans follower	12,5 \pm 3	11,5 \pm 3,5 ns	11,5 \pm 4 ns	3,5 \pm 2,5 p= 0,028
	Avec follower	12,5 \pm 3	12 \pm 3,5 ns	11 \pm 4 ns	3,5 \pm 3 p= 0,028
C6-C7	Sans follower	12,5 \pm 3	13 \pm 3,5 ns	13,5 \pm 3,5 ns	13,5 \pm 3,5 ns
	Avec follower	13 \pm 3	13,5 \pm 3 p= 0,046	13,5 \pm 3,5 p= 0,046	14 \pm 3,5 ns
Groupe B		Intact	Arthrod. C5- C6	Proth. C4-C5 et Arthrod. C5-C6	
C3-C4	Sans follower	13 \pm 2,5	14 \pm 3 p= 0,028	14,5 \pm 3 p= 0,028	
	Avec follower	13 \pm 2,5	14 \pm 3 ns	14,5 \pm 3 p= 0,046	
C4-C5	Sans follower	14,5 \pm 3	15,5 \pm 3 p=0,028	11,5 \pm 2 ns	
	Avec follower	14,5 \pm 2,5	15,5 \pm 2,5 ns	10,5 \pm 2 p= 0,046	
C5-C6	Sans follower	15,5 \pm 5	3,5 \pm 2 p= 0,028	3,5 \pm 2 p= 0,028	
	Avec follower	16,5 \pm 4,5	3,5 \pm 2 p= 0,028	4 \pm 2 p= 0,028	
C6-C7	Sans follower	14,5 \pm 3	16 \pm 3 p= 0,028	16 \pm 3,5 p= 0,028	
	Avec follower	15 \pm 3	16 \pm 3 p= 0,028	16,5 \pm 3 p= 0,028	

Moyennes de mobilité exprimées en degrés (°), déviation standard \pm , [min-max]

ns Non significatif (comparaison rachis instrumentés versus rachis intacts)

Proth. Prothèse

Arthrod. Arthrodèse

Tableau 18 Amplitudes de mobilité segmentaire en TA (sans load follower).

Groupe A	Intact	Proth. C5-C6	Proth. C4-C5 et C5-C6	Arthrod. C4-C5 et C5-C6
C3-C4	17,5 ±4,5	17 ±4 ns	17 ±4 ns	16 ±4 ns
C4-C5	13 ±3,5	13 ±3 ns	12 ±3,5 ns	4,5 ±3 p=0,028
C5-C6	7 ±1,5	6 ±2 ns	6 ±1 p=0,046	3 ±2 p=0,028
C6-C7	7 ±1,5	7,5 ±2 ns	6,5 ±1,5 ns	6,5 ±1,5 ns
Groupe B	Intact	Arthrod. C5-C6	Proth. C4-C5 et Arthrod. C5-C6	
C3-C4	14 ±2	15 ±3 ns	14,5 ±2 p=0,046	
C4-C5	12 ±2,5	12,5 ±2,5 ns	9,5 ±1,5 p=0,046	
C5-C6	11 ±3	5 ±2,5 p=0,028	5 ±2,5 p=0,028	
C6-C7	8,5 ±2	9 ±1,5 ns	9,5 ±1,5 ns	

Tableau 19 Amplitudes de mobilité segmentaire en IL (sans load follower).

Groupe A	Intact	Proth. C5-C6	Proth. C4-C5 et C5-C6	Arthrod. C4-C5 et C5-C6
C3-C4	11 ±2	11 ±2 ns	11 ±2 ns	11 ±2 ns
C4-C5	11 ±2,5	10,5 ±4,5 ns	7 ±2 p=0,028	1,5 ±1 p=0,028
C5-C6	10 ±3,5	7 ±2,5 p=0,046	8 ±2,5 ns	2,5 ±2 p=0,028
C6-C7	8,5 ±2,5	8,5 ±2,5 ns	9 ±3 ns	8 ±2,5 ns
Groupe B	Intact	Arthrod. C5-C6	Proth. C4-C5 et Arthrod. C5-C6	
C3-C4	11 ±2,5	11 ±2,5 ns	11 ±2,5 ns	
C4-C5	9,5 ±2	9,5 ±2 ns	8 ±2,5 p=0,028	
C5-C6	10,5 ±4	3,5 ±2 p=0,028	3,5 ±2 p=0,028	
C6-C7	9,5 ±1	9,5 ±1 ns	9,5 ±0,5 ns	

Moyennes de mobilité exprimées en degrés (°), déviation standard ±, [min-max]

ns Non significatif (comparaison rachis instrumentés versus rachis intacts)

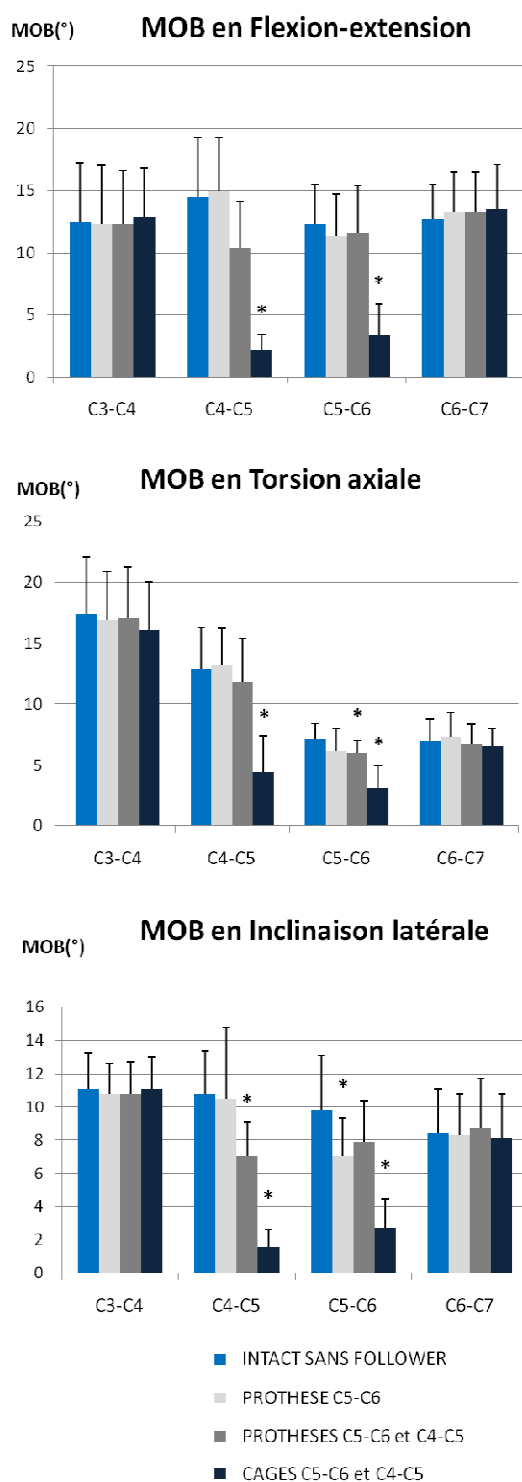
Groupe B

Par comparaison aux rachis intacts et comme attendu, la réalisation d'une arthrodèse en C5-C6 a entraîné une diminution importante et significative de la mobilité au niveau instrumenté (variation de -54 à -77 % de la mobilité en fonction du type de sollicitation). Aux niveaux adjacents, nous avons observé une augmentation significative de la mobilité en flexion-extension sans load follower au niveau adjacent crânial et caudal (uniquement au niveau caudal avec follower load) alors qu'aucune différence n'a été notée en torsion axiale et en inclinaison latérale.

La mise place d'une prothèse en C4-C5 au-dessus de l'arthrodèse (montage hybride) était associé à une diminution importante et significative de la mobilité en C5-C6 dans les mêmes proportions que la configuration précédente ; au niveau de l'arthroplastie (C4-C5) il a été noté une réduction de la mobilité pour les 3 sollicitations, mais uniquement significative en torsion axiale (variation de -20%) et en inclinaison latérale (variation de -14%). Concernant les niveaux adjacents, nous avons observé une augmentation significative de la mobilité en flexion-extension en C6-C7 (variation +12%) et C3-C4 (variation +11%), et ce, avec et sans load follower.

PROTOCOLE EFFORT IMPOSE

Groupe A



Groupe B

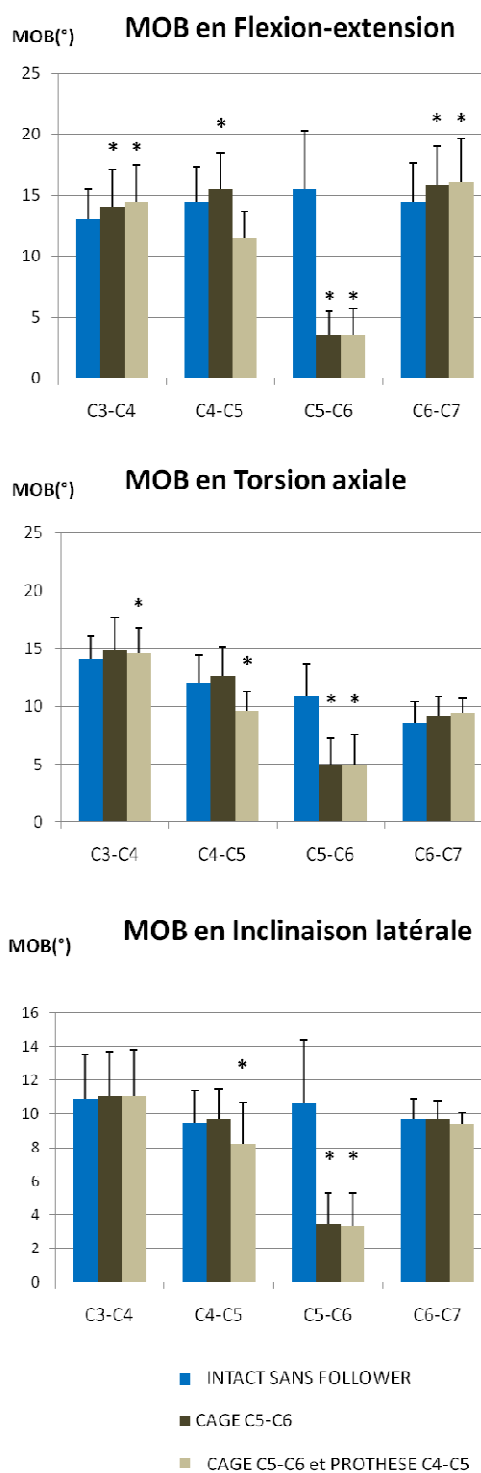


Fig 53 Amplitudes de mobilité segmentaire de C3-C4 à C6-C7 pour toutes les configurations en FE, TA et IL.

Contribution des niveaux adjacents

La contribution des niveaux adjacents, exprimée en % de la mobilité globale C3-C7, a été comparée à déplacement angulaire identique, correspondant dans chaque groupe à la mobilité maximale de la configuration la plus rigide (**tableau 16**).

Mobilité moyenne C3-C7 en FE de la configuration double arthrodèse (groupe A) :

$$\text{Mob}_{\text{C3-C7}} = 32^\circ \pm 7$$

Mobilité moyenne C3-C7 en FE de la configuration montage hybride (groupe B) :

$$\text{Mob}_{\text{C3-C7}} = 45,5^\circ \pm 7$$

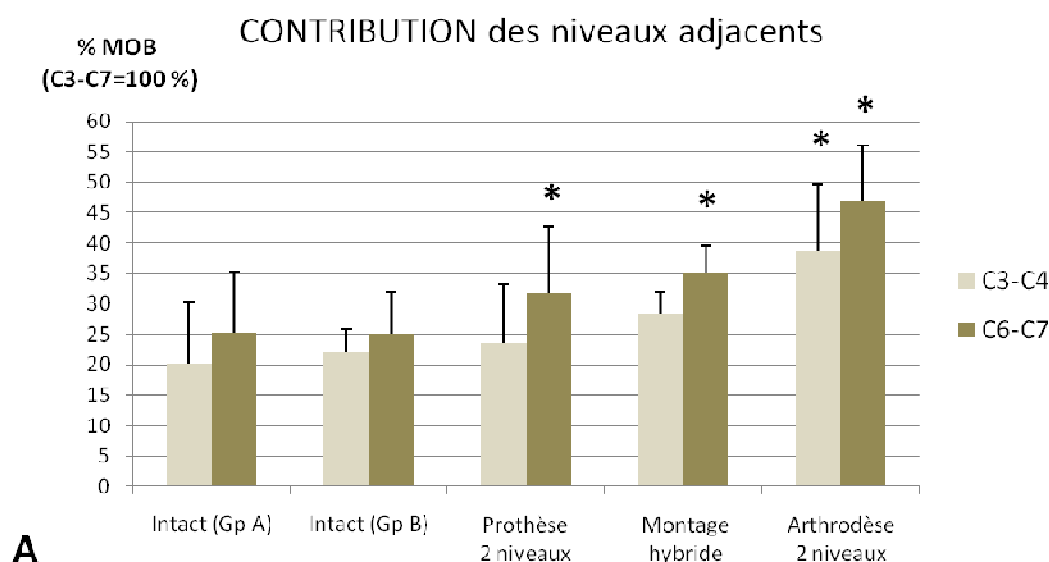
Etant donné que la mobilité segmentaire est comparée pour une mobilité globale C3-C7 identique, toute augmentation de contribution par rapport à la configuration intacte traduit bien une hypermobilité du segment considéré par rapport à l'état intact.

Par comparaison aux rachis intacts (**fig 54**), la configuration double arthrodèse a été associée à une augmentation significative de la contribution des niveaux adjacents supérieur (C3-C4) et inférieur (C6-C7) en passant de 20 à 38,5 % ($p=0,028$) et de 25 à 47 % ($p=0,028$), respectivement. Toujours par comparaison aux rachis intacts, la configuration hybride a été associée à une augmentation significative de la contribution uniquement du niveau inférieur (C6-C7) en passant de 25 à 35 % ($p=0,028$). La configuration prothèse 2 niveaux était également associée à une augmentation significative de la contribution uniquement au niveau inférieur (C6-C7) en passant de 25 à 32 % ($p=0,035$).

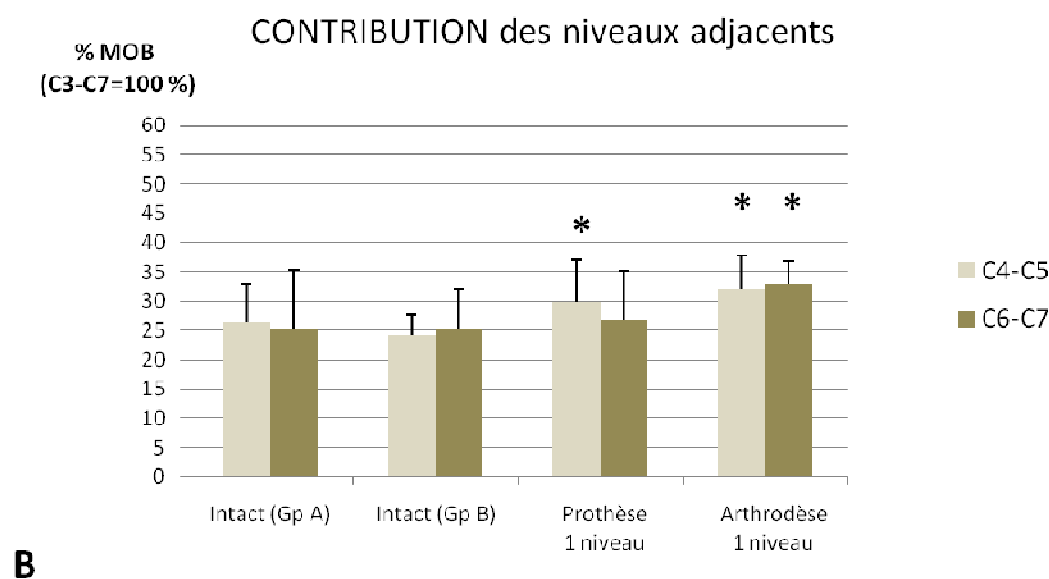
Concernant les montages à 1 niveau, et toujours par comparaison aux rachis intacts, l'arthrodèse monosegmentaire entraînait une augmentation significative de la contribution des niveaux adjacents supérieur (C4-C5) et inférieur (C6-C7) en passant de 24 à 32 % ($p=0,028$) et de 25 à 33 % ($p=0,028$), respectivement. En revanche, l'arthroplastie à 1 niveau était associée à une discrète mais significative augmentation de la contribution uniquement au niveau supérieur (C4-C5) en passant de 26 à 30 % ($p=0,046$).

CONCEPT DU DEPLACEMENT IMPOSE

MONTAGES BISEGMENTAIRES



MONTAGES MONOSEGMENTAIRES



* $p < 0,05$ comparaison entre rachis instrumentés versus rachis intacts (du groupe A ou B selon la configuration)

Fig 54 Contribution des niveaux adjacents crânial et caudal en % de la mobilité globale C3-C7 en flexion-extension.

III.3.3.2 Pressions intradiscales

Les pressions intradiscales ont été comparées entre rachis intacts et rachis instrumentés (montages bisegmentaires) en flexion au niveau adjacent supérieur (C3-C4). La comparaison a été réalisée à déplacement angulaire C3-C7 identique, correspondant dans chaque groupe à la flexion maximale de la configuration la plus rigide :

Mobilité moyenne C3-C7 en flexion de la configuration double arthrodèse (groupe A) :

$$\text{Mob}_{\text{C3-C7}} = 19,4^\circ \pm 6$$

Mobilité moyenne C3-C7 en flexion de la configuration montage hybride (groupe B) :

$$\text{Mob}_{\text{C3-C7}} = 27,9^\circ \pm 3$$

Groupe A

Par comparaison aux rachis intacts (**fig 55**), et à déplacement angulaire C3-C7 identique, la configuration arthroplastie 2 niveaux était associée à une diminution non significative de la pression intradiscale (0,9 bar versus 1,3 bar pour les rachis intacts). A l'opposé, la configuration arthrodèse 2 niveaux entraînait une importante et significative augmentation de la pression intradiscale (8,6 bars versus 1,3 bar pour les rachis intacts soit une multiplication par un facteur de 6,7).

Groupe B

Par comparaison aux rachis intacts (**fig 55**), et à déplacement angulaire C3-C7 identique, la configuration hybride entraînait une nette augmentation significative de la pression intradiscale (5,3 bars versus 2,3 bar pour les rachis intacts soit une multiplication par un facteur de 2,3).

CONCEPT DU DEPLACEMENT IMPOSE

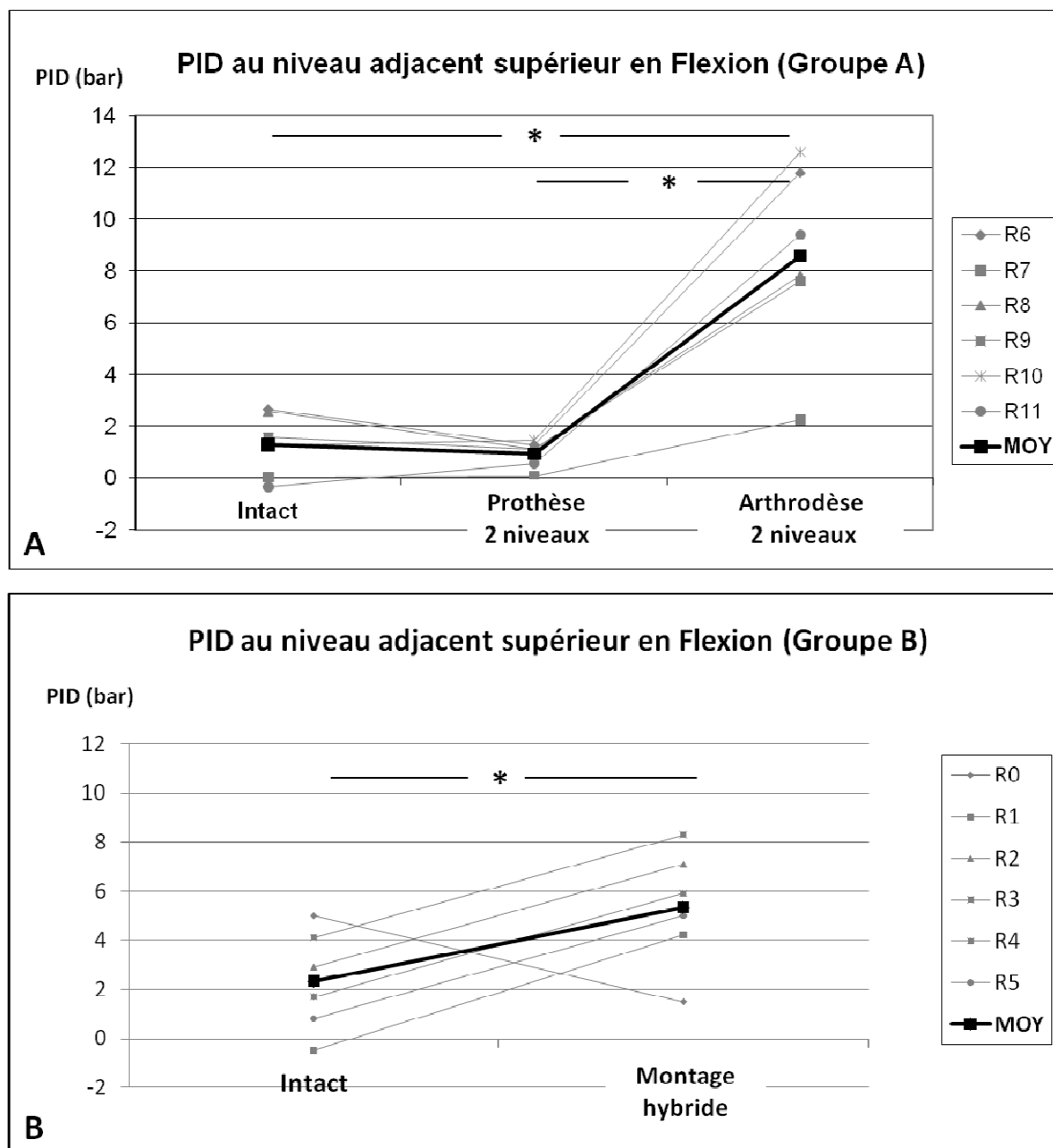


Fig 55 Pressions intradiscales en flexion au niveau adjacent supérieur (C3-C4) pour les rachis intacts et les rachis instrumentés sur 2 niveaux (montages bisegmentaires). Comparaison faite en flexion à déplacement global C3-C7 identique.

III.3.4 Discussion

Ce travail nous a permis de quantifier les changements de cinématique 3D ainsi que les variations de pression intradiscale après implantation d'une prothèse discale cervicale en évaluant différentes configurations : arthroplastie à 1 niveau, 2 niveaux et arthroplastie placée au-dessus d'une arthrodeuse. Ces changements ont pu être analysés aux niveaux instrumentés mais également aux niveaux adjacents et ont pu être comparés avec le traitement standard représenté par la discectomie-arthrodeuse.

Niveaux instrumentés

Contrairement à différents travaux biomécaniques rapportés dans la littérature ^{30,75,96,105}, nous n'avons pas observé à travers notre travail que l'arthroplastie, mono ou bisegmentaire, parvenait à restaurer complètement la cinématique physiologique du rachis cervical. Nous avons en effet noté que les amplitudes de mobilité étaient le plus souvent diminuées dans les 3 plans et plus particulièrement en torsion axiale et inclinaison latérale, même si la différence n'était pas toujours significative. Ces résultats étaient encore plus marqués pour la prothèse crâniale (implantée en C4-C5) en cas d'arthroplastie à 2 niveaux. Ainsi, par exemple, en inclinaison latérale, la réduction moyenne de mobilité mesurée était de l'ordre de 35 % en C4-C5 pour un montage prothèses 2 niveaux C4-C6 et de l'ordre de 28 % pour une arthroplastie 1 niveau en C5-C6. En fait, la restauration *In Vitro* des amplitudes de mobilité dans les trois plans de l'espace après arthroplastie cervicale est assez variable à travers les travaux rapportés dans la littérature. Snyder et al par exemple ¹²² ont également observé que la mobilité en inclinaison latérale était significativement réduite après arthroplastie cervicale. Ces auteurs ont même proposé la résection des uncus pour restaurer plus complètement la cinématique 3D physiologique du rachis cervical.

En réalité, bien que différents auteurs aient rapporté l'absence de différence entre les amplitudes de mobilité des rachis intacts et instrumentés au moyen d'une prothèse discale cervicale, nous avons noté que les mobilités étaient souvent réduites mais avec une différence non statistiquement significative. Or, il faut bien garder à l'esprit qu'il peut être difficile de mettre en évidence une différence significative pour des échantillons de 6 ou 7 spécimens, ce qui est le cas de la majorité des études expérimentales. Par exemple, Puttlitz et al ¹⁰⁵ ont mené une étude expérimentale reposant sur 6 rachis cervicaux humains et comparant les amplitudes de mobilité des rachis intacts versus arthroplastie à 1 niveau

(Prodisc-CTM, Synthes). La mobilité moyenne du niveau instrumenté n'était que de 73 % et 72 % de la mobilité des rachis intacts en torsion axiale et inclinaison latérale, respectivement ; néanmoins, ces auteurs concluaient qu'il n'existait aucune différence entre les rachis intacts et instrumentés puisque celle-ci n'était pas statistiquement significative, et ce même si la restauration de la mobilité pour ces deux sollicitations paraissait plutôt limitée compte tenu de la mobilité moyenne observée.

La plupart des expérimentations^{29,30,32,75,105}, comme la nôtre, ont étudié des prothèses discales cervicales de type rotulée, c'est-à-dire à articulations sphériques. Ces modèles de prothèse sont caractérisés par 3 (le plus souvent), parfois 4, degrés de liberté c'est-à-dire permettant une rotation dans les 3 plans mais le plus souvent sans translation. Il s'agit de prothèses dites contraintes, caractérisées par un centre de rotation fixe durant le mouvement (en considérant que les surfaces de glissement de la prothèse restent en contact durant le mouvement). Etant donné que le disque intervertébral peut être assimilé sur le plan cinématique à une articulation à 6 degrés de liberté (rotations et translations dans les trois plans), il est peu probable que l'on parvienne à restaurer une cinématique physiologique avec de tels modèles de prothèse ; cela est concordant avec ce que nous avons observé à travers nos expérimentations *In Vitro*. La présence de conflits cinématiques au niveau des facettes et/ou des uncus doit logiquement aboutir à une limitation des amplitudes de mobilité dans certaines directions du mouvement. Les résultats issus des études *In Vivo* suggèrent également que les amplitudes de mobilité ne sont que partiellement restaurées avec les prothèses discales actuelles. Ainsi, par exemple, la mobilité sagittale mesurée dans des populations de patients opérés d'une prothèse discale cervicale varie le plus souvent entre 6° et 10°^{7,52,64,84,85,98,107,108,117,119} alors que la mobilité sagittale mesurée dans la population normale asymptomatique se situe plutôt autour de 15-20°^{2,13,35,125,128}. Il est probable que l'on obtienne des résultats différents avec des prothèses moins contraintes (comme les prothèses à milieux continus) mais aucune étude sur ce type de prothèse n'a été publiée jusqu'à maintenant.

Par ailleurs, contrairement à ce qui a pu être rapporté au niveau du rachis lombaire⁹⁶, nous n'avons pas observé d'hypermobilité ni d'instabilité après arthroplastie sur deux niveaux. Aucun cas d'hypermobilité n'a été noté pour une prothèse discale placée au-dessus d'une prothèse préalablement implantée. De plus, une seconde prothèse ne modifie pas le comportement d'une prothèse sous-jacente déjà implantée. Nous avons plutôt noté que, pour les arthroplasties à deux niveaux, la prothèse en position crâniale était plutôt un peu moins mobile même s'il est difficile de savoir si la différence observée n'est pas due en partie

au niveau vertébral impliqué (C4-C5 versus C5-C6) plutôt qu'à la position crâniale ou caudale de la prothèse. Le montage hybride nous a permis d'analyser le comportement biomécanique d'une prothèse discale placée au-dessus d'une arthrodèse. Comme rapporté par Philips et al⁹⁶, nous n'avons pas observé de différence entre cette configuration et les configurations arthroplastie à 1 ou 2 niveaux.

Enfin, comme on pouvait s'y attendre, les arthrodèses à 1 ou 2 niveaux ont été associées à une nette réduction des amplitudes de mobilité dans les trois plans. Toutefois, et comme cela a déjà été décrit dans la littérature, la réduction de mobilité était plus marquée en flexion-extension et inclinaison latérale (réduction de l'ordre de 80 %) qu'en torsion axiale (réduction de l'ordre de 60 % seulement). La stabilité observée *In Vitro* après arthrodèse correspond à la stabilité primaire et il est probable que la rigidité du segment arthrodésé soit encore plus marquée après obtention de la fusion intersomatique, ce qui pourrait majorer les différences entre arthroplastie et arthrodèse observées *In Vitro*.

Niveaux adjacents

Concernant l'évaluation biomécanique des implants rachidiens, il n'existe toujours pas de consensus pour savoir s'il est préférable d'utiliser un protocole en effort imposé ou en déplacement imposé^{43,44}, et cela est encore plus vrai lorsqu'il s'agit d'analyser le comportement des niveaux adjacents.

En effort imposé, et en appliquant comme dans notre protocole un couple d'efforts à la partie crâniale du rachis testé, et non un effort de flexion, nous sommes assurés que chaque unité fonctionnelle est soumise au même effort quelque soit le niveau vertébral considéré et quelle que soit la configuration. Autrement dit, chaque segment rachidien est soumis au même effort quelle que soit la rigidité des segments adjacents. Ainsi, ce type de protocole est peu approprié pour analyser les conséquences de telle ou telle instrumentation sur les niveaux adjacents. Par exemple, nous n'avons retrouvé aucune différence significative de mobilité aux niveaux adjacents crânial et caudal entre les configurations arthrodèse 2 niveaux et prothèses 2 niveaux, et ce pour les 3 types de sollicitations.

A l'opposé, en déplacement imposé, le principe est de soumettre le rachis au même déplacement angulaire global (correspondant classiquement à la mobilité observée pour la configuration intacte) quelle que soit la configuration testée, exposant alors au risque de lésions disco-ligamentaires irréversibles en cas d'évaluation d'instrumentation rigide, et en particulier en cas d'instrumentation rigide pluriétagée (perte importante de mobilité aux niveaux instrumentés).

C'est pourquoi, dans notre étude, nous avons considéré une variante du protocole hybride, décrit par Panjabi et al ^{87,88}, pour interpréter les conséquences biomécaniques aux niveaux adjacents des différentes instrumentations. Le principe a été d'appliquer le même couple maximal (2 N.m) pour toutes les configurations en flexion-extension, torsion axiale et inclinaison latérale, mais d'analyser les niveaux adjacents à une même valeur de mobilité globale correspondant à la mobilité observée pour la configuration la plus rigide. Cette méthodologie nous a ainsi permis de mettre en évidence les conséquences potentielles des différents montages sur la biomécanique des niveaux adjacents.

Dans ce travail, bien que l'arthroplastie mono- et bi-segmentaire n'ait restauré que partiellement la cinématique du rachis cervical intact au niveau instrumenté, les changements observés aux niveaux adjacents en terme de mobilité et de pression intradiscale étaient peu significatifs. A l'opposé, les arthrodèses mono- et bi-segmentaires étaient associées à une nette augmentation de la contribution des niveaux adjacents en terme de mobilité (multiplication par un facteur 2 pour la configuration prothèse 2 niveaux) et à une augmentation encore plus considérable des pressions intradiscales (multiplication par un facteur 6,5 pour la configuration prothèse 2 niveaux, au niveau adjacent supérieur).

Dans la littérature, seules deux études ont analysé le comportement biomécanique d'arthroplasties sur plusieurs niveaux ^{28,96}. La première est l'étude de Philips et al ⁹⁶ rapportée en 2009 et comparant la mobilité de 6 rachis cervicaux intacts, après arthroplastie en C5-C6 et après seconde arthroplastie en C6-C7. Philips et al utilisèrent un protocole en effort imposé (comme notre étude) en appliquant un couple d'effort de 1,5 N.m dans les 3 plans. Aucune comparaison avec l'arthrodèse n'a été réalisée dans cette étude. Les auteurs ont noté que l'arthroplastie à 2 niveaux n'affectait pas la mobilité du niveau adjacent C4-C5 en flexion-extension et torsion axiale mais qu'il existait une discrète augmentation de mobilité à ce niveau en inclinaison latérale. La deuxième étude est celle de Cunningham et al ²⁸ rapportée en 2010 et comparant la mobilité de 8 rachis cervicaux testés dans 6 configurations différentes : intacts, après arthroplastie à 1 niveau, arthrodèse à 1 niveau, montage hybride, arthroplastie à 2 niveaux et cages à 2 niveaux. Aucune pression intradiscale n'a été enregistrée durant les expérimentations. En appliquant le concept du protocole hybride, ces auteurs ont observé que la mobilité était préservée après arthroplastie mono ou bisegmentaire alors que l'arthrodèse était associée à une augmentation de la mobilité des niveaux adjacents (par exemple, augmentation par un facteur de 2 et de 1,6 au niveau inférieur en flexion-extension et torsion axiale, respectivement).

Concernant les pressions intradiscales au niveau adjacent, nous avons vu qu'il existait une différence nette entre l'arthroplastie bisegmentaire et l'arthrodèse bisegmentaire (discrète baisse de la pression intradiscale dans le premier cas et multiplication par un facteur 6 dans le second). A notre connaissance, il s'agit de la première étude comparant la pression intradiscale aux niveaux adjacents après arthroplastie et après arthrodèse pluriétagée. En complément de la cinématique, la mesure de la pression intradiscale est un paramètre essentiel permettant de quantifier les variations de transmission des contraintes aux niveaux adjacents. Ce facteur est d'autant plus essentiel qu'une variation modérée des amplitudes de mobilité peut s'accompagner d'une variation beaucoup plus importante de la pression comme nous avons pu l'observer dans notre étude (comportement non linéaire du rachis). L'augmentation de la pression intradiscale aux niveaux adjacents après arthrodèse à 1 niveau fut rapportée pour la première fois par Eck et al en 2002 ³⁶. Ces résultats furent confirmés par Dmitriev et al en 2005 ³² qui notèrent également l'augmentation de la pression intradiscale après arthrodèse à 1 niveau (augmentation par un facteur de 2,3 au niveau adjacent inférieur et par un facteur de 1,4 au niveau adjacent supérieur). Plus récemment, les résultats rapportés par Chang et al ²¹ étaient concordants avec les travaux de Eck ³⁶ et de Dmitriev ³².

Ainsi, à travers cette étude, nous avons pu montrer que, comparativement aux rachis intacts, l'arthroplastie permettait de limiter l'augmentation importante de contribution des niveaux adjacents en terme de mobilité par rapport à l'arthrodèse et d'éviter l'augmentation des contraintes à ces mêmes niveaux.

Si l'on considère que l'hypersollicitation mécanique est un facteur de dégradation plus rapide des niveaux adjacents, ces résultats nous permettent de supposer que l'arthroplastie représente potentiellement un moyen de limiter cette dégradation précoce des segments adjacents.

Limitations

Tout d'abord, il faut garder à l'esprit que les expérimentations *In Vitro* ne prennent pas en compte les remaniements biologiques présents *In Vivo* comme l'acquisition de la fusion intersomatique ou les remaniements à l'interface os-implant. Par exemple, Sasso a bien montré que la mobilité d'un segment arthrodésé décroissait avec le temps ¹¹⁹. Il avait mesuré une mobilité en flexion-extension autour de 2° à trois mois, celle-ci n'était plus que de 0,6° à 2 ans. De plus, par rapport aux conditions *In Vivo*, l'action musculaire n'est que

partiellement prise en compte. Afin de simuler l'effort de compression, nous avons amélioré notre protocole expérimental en appliquant la méthode du « load follower » ; néanmoins, la complexité des actions musculaires présentes *In Vivo* ne peut être que partiellement reproduite *In Vitro*, imposant de la prudence dans l'interprétation des résultats issus des expérimentations *In Vitro*.

Par ailleurs, le respect de la cinématique physiologique du rachis cervical implique de restaurer non seulement les amplitudes de mobilité dans les trois plans de l'espace mais aussi la qualité du mouvement. A travers nos travaux et les études expérimentales de façon générale, les paramètres cinématiques mesurés sont essentiellement quantitatifs (amplitudes de mobilité), bien que notre protocole expérimental nous aurait permis de déterminer les centres moyens de rotation. Cet aspect souligne, afin d'évaluer la cinématique rachidienne de la façon la plus complète, l'importance de combiner les tests *In Vitro* avec d'autres moyens d'évaluation tels que la modélisation en éléments finis et/ou l'analyse cinématique *In Vivo*.

Enfin, il existe différents modèles de prothèses avec en particulier des concepts cinématiques différents (modèles contraints/semi-contraints/non contraints). Les résultats que nous avons observés avec notre modèle de prothèse discale, à articulation sphérique, pourraient être différents avec d'autres modèles en particulier avec des systèmes moins contraints (prothèses à milieux continus).

CHAPITRE IV ETUDES IN VIVO

IV.1 ETUDE IN VIVO 2D : ANALYSE DE LA POSTURE ET DE LA CINEMATIQUE AUX NIVEAUX INSTRUMENTES ET ADJACENTS APRES ARTHROPLASTIE CERVICALE

En préservant un certain degré de mobilité au niveau instrumenté, les prothèses discales cervicales apparaissent, par rapport à l'arthrodèse, comme une alternative thérapeutique plus physiologique.

Sur le plan clinique, l'arthroplastie cervicale semble donner des résultats comparables à court terme notamment en termes de soulagement de la douleur ainsi que sur le plan fonctionnel ^{7,9,10,11,46,48,52,84,5,101,118}.

Sur le plan cinématique, plusieurs études ont cherché à déterminer *In Vivo* quelle était la nature du mouvement reproduit après arthroplastie cervicale. En comparant la mobilité pré et post-opératoire, le plus souvent en flexion-extension, ces études ont montré que les amplitudes de mobilité étaient le plus souvent préservées après arthroplastie. La mobilité sagittale mesurée se situait entre 5 et 10° ^{7,52,64,84,85,98,107,108,117,119}. Quelques études ont comparé la mobilité après arthroplastie versus après arthrodèse, et, comme attendu, la mobilité segmentaire après arthroplastie était clairement et significativement plus élevée.

Quelques études se sont intéressées non seulement aux amplitudes de mobilité mais également à la qualité du mouvement restauré en analysant la position des centres moyens de rotation sur des clichés radiographiques dynamiques.

La plupart des études *In Vivo* ont analysé les données cinématiques au niveau instrumenté et peu se sont finalement intéressées aux niveaux adjacents bien que leur cinématique soit une préoccupation clinique essentielle dans le cadre de la controverse sur la dégénérescence des segments adjacents. En fait, peu de travaux ont cherché à déterminer si la nature du mouvement aux niveaux adjacents restait physiologique après arthroplastie cervicale.

Nous avons voulu ainsi contribuer à une meilleure compréhension de la biomécanique des prothèses discales cervicales à travers une analyse cinématique 2D *In Vivo* d'une population de patients porteurs d'une prothèse cervicale.

IV.1.1 Objectif(s)

L'objectif de cette étude *In Vivo* était de rapporter, à travers une étude prospective et multicentrique, une évaluation quantifiée de la cinématique du rachis cervical après arthroplastie monosegmentaire, en parallèle des résultats cliniques obtenus. L'analyse cinématique incluait une évaluation de la posture, la mesure des amplitudes de mobilité en flexion-extension ainsi que la position des centres moyens de rotation aux niveaux instrumentés et adjacents.

IV.1.2 Matériel et méthodes

Entre janvier 2006 et juin 2008, 32 patients opérés d'une arthroplastie cervicale (DiscocervTM, Scient'x/Alphatec Spine Inc., Carlsbad, CA, USA) ont été inclus dans l'étude de manière prospective et consécutive. Les centres concernés par cette étude étaient :

- le Service de Neurochirurgie & Chirurgie du Rachis, Hôpital Neurologique P. Wertheimer, Hospices Civils de Lyon, LYON,
- le Service de Neurochirurgie, Clinique Beausoleil, GENEVE.

Tous les patients présentaient un recul minimal de 24 mois (recul moyen 37,6 mois \pm 10,2).

IV.1.2.1 La population de patients

Les données démographiques de la population de patients sont résumées dans le tableau ci-dessous (**tableau 20**).

Tableau 20 Données démographiques de la population de patients ($n = 32$).

	Moyenne	DS	Min	Max
Age (années)	42.3	8.9	27	65
BMI (kg/m ²)	24.7	5.5	18.1	35.6
Genre	14 H, 18 F	-	-	-
Recul (mois)	37.6	10.2	24	58

DS Déviation Standard
H Hommes - F Femmes
BMI Body Mass Index

L'indication était un tableau de névralgie cervico-brachiale par hernie discale molle isolée le plus souvent (n=27/32 soit 84 %), ou associée à une uncarthrose débutante (n=5/32 soit 16 %), résistante à un traitement médical bien conduit depuis plus de mois (**fig 56**). La pathologie dégénérative était monosegmentaire dans tous les cas.



Fig 56 Hernie discale molle C5-C6 avec hauteur discale relativement conservée.

IV.1.2.2 Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion étaient :

- pathologie dégénérative plurisegmentaire (> 1 niveau)
- disco-uncarthrose sévère
- antécédent de chirurgie cervicale rachidienne
- antécédent de pathologie tumorale, infectieuse ou traumatique
- maladie métabolique osseuse / ostéoporose
- instabilité

IV.1.2.3 Technique chirurgicale

Après abord antérieur classique du rachis cervical et sous anesthésie générale, une discectomie était réalisée après incision du ligament longitudinal antérieur. La préparation des plateaux vertébraux était effectuée à l'aide d'une fraise diamantée en prenant soin de

préserver totalement l'os sous-chondral ainsi que les uncus latéralement. La discectomie était réalisée à ciel ouvert jusqu'au plan du ligament longitudinal postérieur, l'ouverture de ce ligament et l'exérèse de la hernie discale étant ensuite effectuées sous microscope opératoire. Une distraction intervertébrale modérée permettait de s'assurer de la liberté du foramen et de la parfaite décompression radiculaire. Le ligament longitudinal postérieur était le plus souvent réséqué de façon partielle du côté symptomatique et jusque la région médiane environ.

Un fantôme était ensuite utilisé afin de déterminer la taille optimale de la prothèse permettant d'assurer le plus grand recouvrement antéro-postérieur possible des plateaux vertébraux ainsi qu'un placement optimal, frontal et sagittal, de la prothèse au sein de l'espace intersomatique. L'alignement devait être strictement médian dans le plan frontal (vérifié par un contrôle radiographique de face per-opératoire). Dans le plan sagittal, les bords postérieurs des plateaux de la prothèse devaient se rapprocher le plus possible du rebord postérieur des plateaux de la vertèbre avec un recouvrement optimal des plateaux vertébraux dans le sens antéro-postérieur. La hauteur de la prothèse était adaptée en fonction de l'effet de distraction observé et des données du contrôle radiologique de profil per-opératoire.

En post-opératoire, aucune contention cervicale post-opératoire n'était prescrite, et un traitement anti-inflammatoire était systématiquement administré aux patients pendant deux semaines.

IV.1.2.4 Implant

L'implant consiste en 1 prothèse discale cervicale à articulation sphérique, céramique/céramique, dont le centre de rotation théorique est en position crâniale (cf partie III.1.2.1.b)). Il autorise 9° de mobilité sagittale et frontale dans chaque direction, et ne présente pas de limitation théorique en rotation axiale. Sur le plan cinématique, cette prothèse constitue un système articulé dit contraint (centre de rotation fixe en l'absence de déchaussement des surfaces articulaires au cours du mouvement) et présente ainsi trois degrés de liberté (rotations dans les trois plans et aucune translation).

IV.1.2.5 Evaluation clinique & radiographique

L'évaluation clinique et radiographique a été réalisée en préopératoire et en post-opératoire entre 3 mois et 6 mois, à 1 an et à 2 ans.

Les données cliniques analysées ont été :

- les données de la chirurgie (pertes sanguines, durée opératoire),
- la survenue de complications,
- l'évaluation de la douleur par l'échelle visuelle analogique (EVA 0-100) cervicale et radiculaire et la consommation d'antalgiques,
- l'évaluation fonctionnelle en utilisant le Neck Disability Index (NDI),
- la reprise du travail.

Le gain fonctionnel absolu a été défini comme la différence entre le score_{preop} et le score_{2ans}.

Nous avons retenu comme critère de réussite de l'intervention celui recommandé par l'IDE, i.e. une amélioration à 2 ans d'au moins 15 points du Neck Disability Index.

Les clichés radiographiques ont été réalisés en position neutre (face + profil) ainsi qu'en hyperflexion et hyperextension. Le patient effectuait seul les mouvements demandés.

L'analyse radiographique a été effectuée au moyen du logiciel *Spineview™* (LBM-LIO, Arts et Metiers ParisTech, Paris, France) permettant une analyse quantitative de la posture et de la cinématique du rachis cervical.

Les paramètres posturaux suivants ont été mesurés sur le cliché sagittal en position neutre (**fig 57**) :

- la lordose globale C1-C7 [*mesurée entre la ligne joignant les bords supérieurs de l'arc antérieur et postérieur de C1 et le plateau inférieur de C7*],
- la lordose globale C3-C7 [*mesurée entre le plateau supérieur de C3 et le plateau inférieur de C7*],
- la lordose discale [*mesurée entre le plateau inférieur de la vertèbre supérieure et le plateau supérieur de la vertèbre inférieure*],
- la lordose locale [*mesurée entre le plateau supérieur de la vertèbre supérieure et le plateau inférieur de la vertèbre inférieure*],
- la hauteur discale antérieure [*exprimée en % par rapport à la hauteur du mur vertébral antérieur de la vertèbre sus-jacente*],
- la hauteur discale postérieure [*exprimée en % par rapport à la hauteur du mur vertébral postérieur de la vertèbre sus-jacente*].

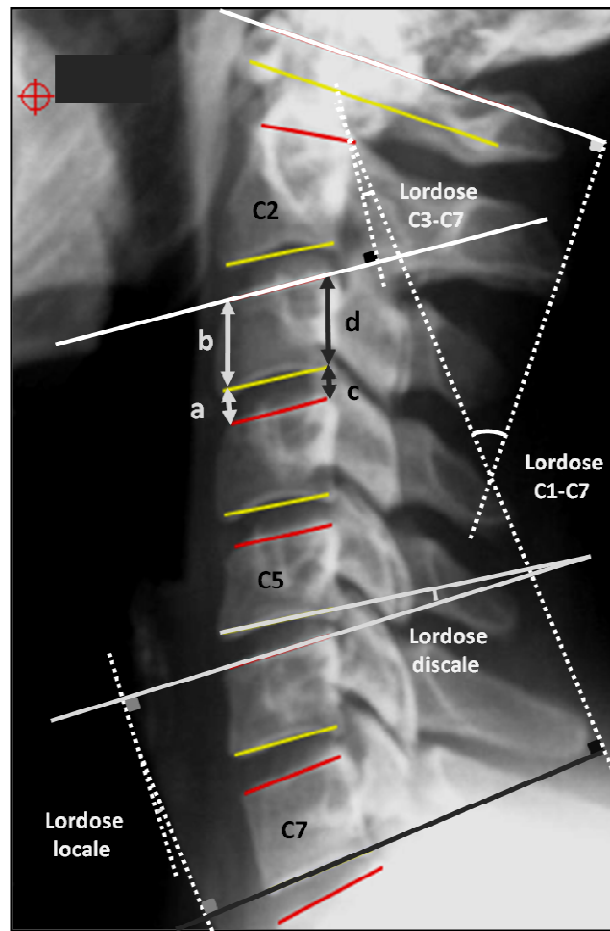


Fig 57 Paramètres posturaux mesurés sur le cliché sagittal en position neutre. Hauteur discale antérieure = a/b et hauteur discale postérieure = c/d .

Les paramètres cinématiques suivants ont été mesurés sur les clichés dynamiques en flexion-extension au niveau instrumenté et aux niveaux adjacents supérieur et inférieur :

- les amplitudes de mobilité en flexion-extension
- la position du centre moyen de rotation (CMR) uniquement lorsque la mobilité segmentaire était au moins égale à 3° . La position des CMR était déterminée en utilisant un repère 2D sous la forme d'un système de coordonnées X,Y ayant comme origine le coin postéro-supérieur de la vertèbre sous-jacente, l'axe des X étant parallèle au plateau supérieur de la vertèbre sous-jacente et l'axe des Y étant perpendiculaire à l'axe des X. Les coordonnées X étaient positives dans la direction antérieure alors que les coordonnées Y étaient positives dans la direction crâniale.

Les coordonnées X,Y (X-CMR et Y-CMR) du centre de rotation étaient normalisées par rapport aux dimensions de la vertèbre (longueur du plateau supérieur = 100% et hauteur du mur vertébral postérieur = 100%).

Les CMR des patients ont été comparés en pré et postopératoire. Ils ont également été comparés aux CMR d'un groupe témoin constitué de 39 sujets sains et asymptomatiques dont la moyenne d'âge était de 35 ans [21-40].

Les influences de l'âge des patients, de la mobilité segmentaire et de la hauteur discale pré-opératoires sur la cinématique postopératoire ont également été analysées.

IV.1.2.6 Analyse statistique

L'analyse statistique a été effectuée en utilisant le logiciel XLSTAT (Addinsoft SARL, Paris, France). Concernant les paramètres cliniques (EVA, NDI...) et radiographiques (angles de lordose, mobilité...) l'analyse comparative entre les données pré et postopératoires a été réalisée en utilisant le test de Wilcoxon pour échantillons appariés.

Afin d'analyser l'impact de l'âge, de la mobilité segmentaire et de la hauteur discale pré-opératoires sur la cinématique postopératoire, une analyse type régression linéaire avec calcul du coefficient de corrélation a été effectuée.

Enfin, concernant la position des CMR, la comparaison entre le groupe de patients (n=32) et le groupe témoin (n=39) a été effectuée en utilisant le test de Mann-Whitney pour échantillons indépendants.

La différence était considérée comme statistiquement significative pour une valeur de $p < 0,05$.

IV.1.3 Résultats

La série comprenait 18 femmes et 14 hommes avec un âge moyen de 42,3 ans $\pm 8,9$ [27-65].

IV.1.3.1 Niveaux opérés

Les niveaux opérés étaient C4-C5 dans 1 cas, C5-C6 dans 24 cas et C6-C7 dans 7 cas (**fig 58**).

Niveaux instrumentés

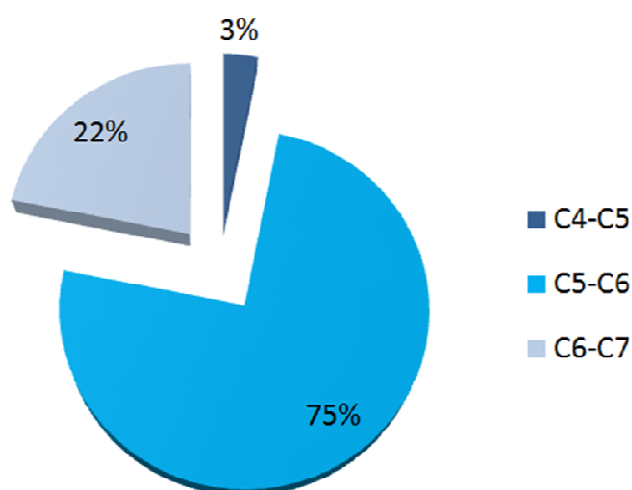


Fig 58 Répartition des niveaux instrumentés (n=32).

IV.1.3.2 Données de la chirurgie

La durée opératoire moyenne ainsi que les pertes sanguines sont présentées dans le tableau ci-dessous.

En termes de complications post-opératoires, nous avons à déplorer deux cas de dysphagie transitoire ainsi qu'une désunion de cicatrice mais qui n'a pas nécessité de réintervention. Il n'y a pas eu de complications mécaniques dans cette série ; notamment, nous n'avons pas observé de migration de l'implant. A deux ans, nous avons noté la présence d'ossifications hétérotopiques dans 6 cas soit 18,8%.

Tableau 21 Données de la chirurgie (n = 32).

	Moyenne	DS	Min	Max
Durée opératoire (min)	65.6	20.6	35	118
Pertes sanguines (ml)	67.5	77.5	0	250
Séjour (jrs)	5.1	1.6	2	9
Réintervention(s)	-	-	-	-

DS Déviation Standard

min minutes

ml millilitre

jrs jours

IV.1.3.3 Résultats cliniques et fonctionnels

En ce qui concerne l'évolution post-opératoire des symptômes douloureux et de la gêne fonctionnelle, et par comparaison aux valeurs préopératoires, il a été observé une réduction significative des scores EVA cervical et radiculaire et du score NDI (**fig 59**).

Cette amélioration a été observée dès la première évaluation post-opératoire, entre 3 et 6 mois, et s'est maintenue lors des évaluations suivantes à 12 et 24 mois.

Le score NDI est passé de $49,7 \pm 12,2$ [18-78] en préopératoire à $18,5 \pm 9,4$ [2-38] en post-opératoire à 3/6 mois et à $20,7 \pm 14,1$ [0-52] à 2 ans. Le gain fonctionnel absolu a donc été de 29 points et le taux de réussite de la chirurgie (amélioration à 2 ans d'au moins 15 points du NDI) calculé à 85,7% (n=24/28).

L'EVA cervicale est passé de $69,6 \pm 18,5$ [25-95] en préopératoire à $21,6 \pm 12,3$ [0-63] en post-opératoire à 3/6 mois et à $17,3 \pm 16,6$ [0-60] à 2 ans.

L'EVA radiculaire est passé de $69,3 \pm 24,7$ [10-100] en préopératoire à $8 \pm 12,7$ [0-50] en post-opératoire à 3/6 mois et à $12,8 \pm 17,5$ [0-67] à 2 ans.

Le taux de reprise du travail dans les 6 premiers mois post-opératoires a été de 93 % avec une moyenne à 4,3 mois.

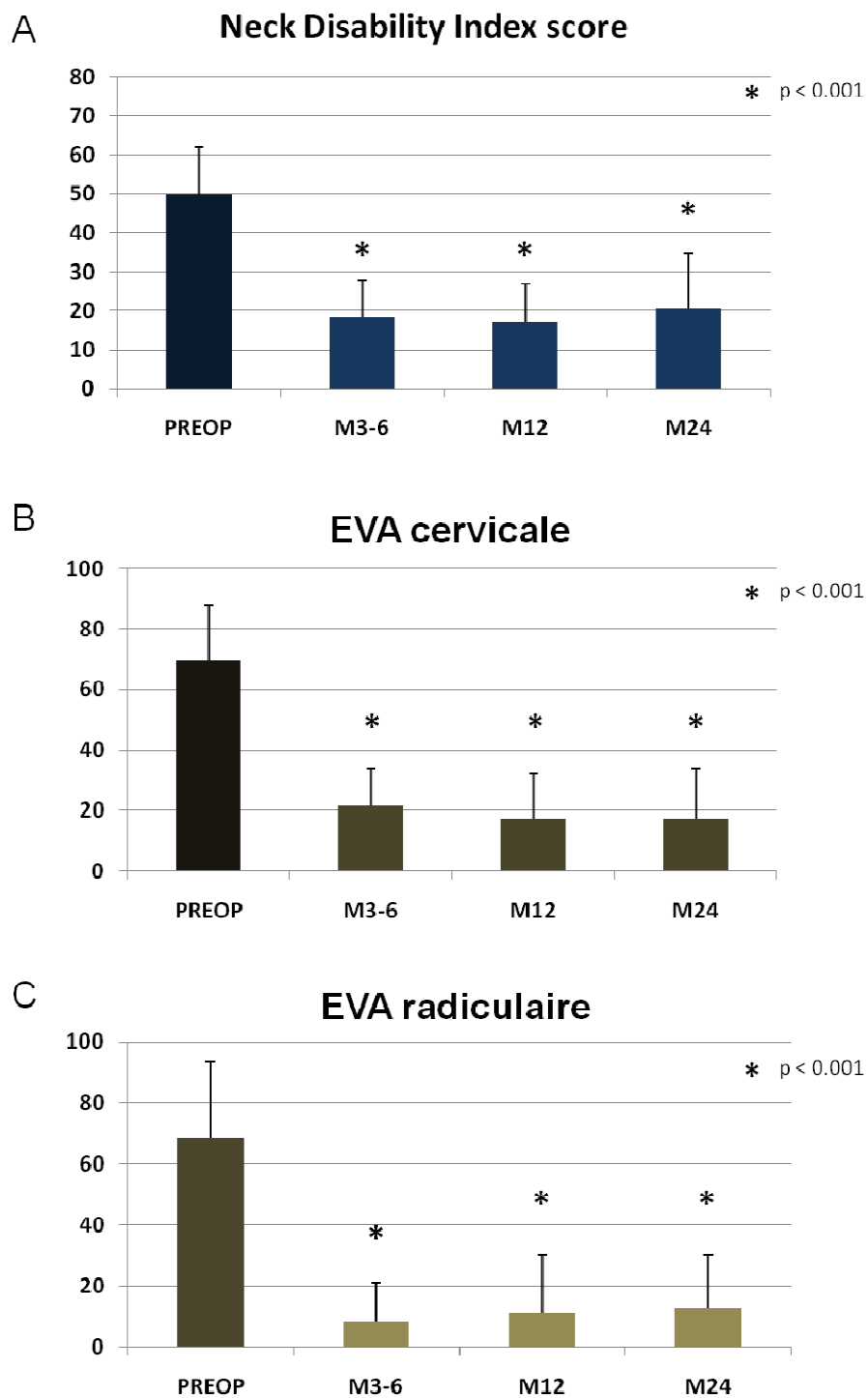


Fig 59 Evolution des scores EVA, cervical (B) et radiculaire (C), et du score NDI (A) en préopératoire et en postopératoire entre 3 et 6 mois, à 1 an et à 2 ans.

IV.1.3.4. Résultats radiographiques

a) Alignement sagittal

L'évolution préopératoire et postopératoire de la lordose segmentaire & globale est présentée dans la **figure 60**.

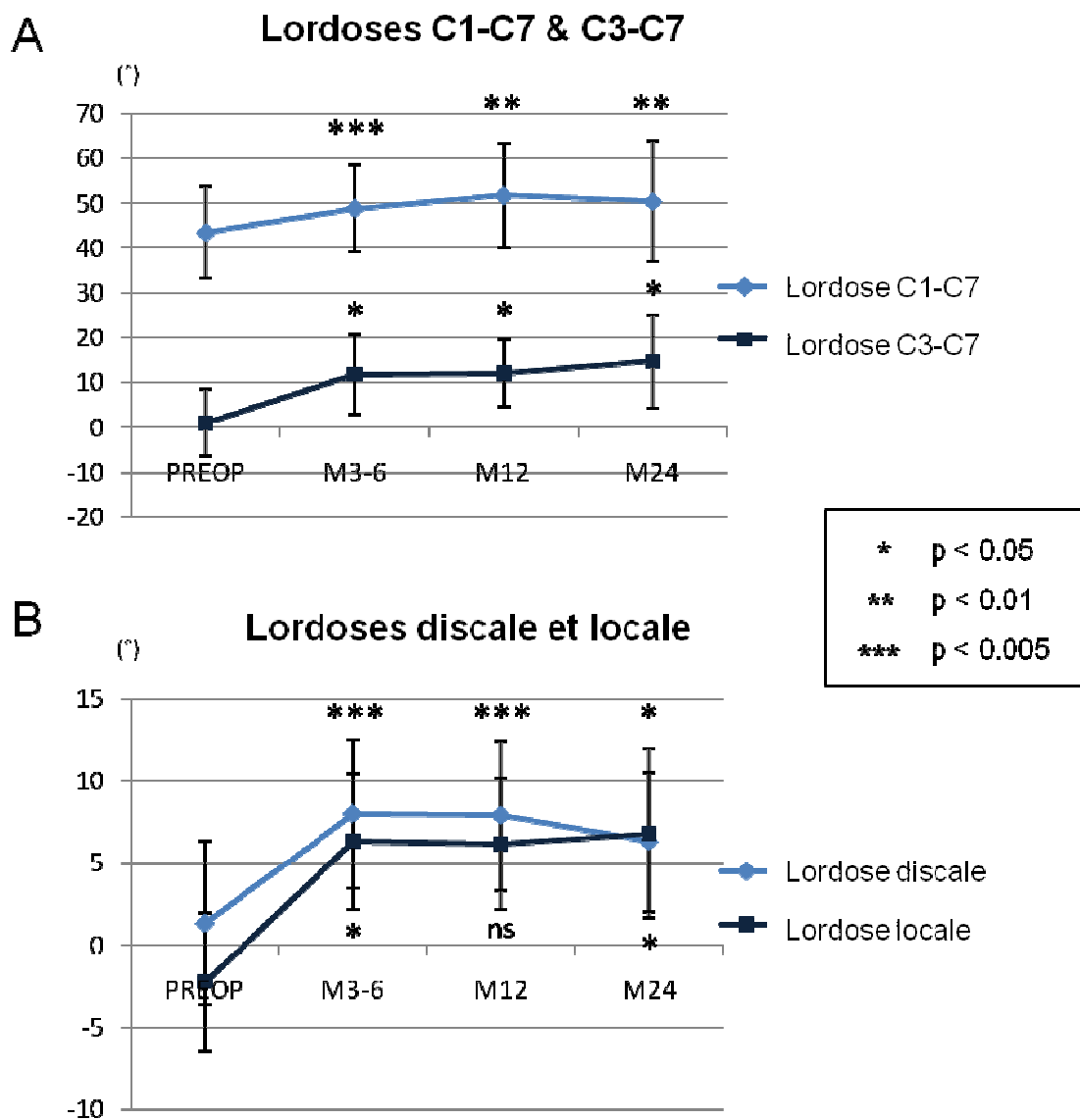


Fig 60 Evolution pré- et postopératoire de la lordose globale (A) et segmentaire (B).

La lordose globale C1-C7 augmentait significativement en postopératoire en passant de $43,5^\circ \pm 10$ [24-62] en préopératoire à $49^\circ \pm 9,5$ [31-67] en post-opératoire à 3/6 mois et à $50,5^\circ \pm 13,5$ [29-75] à 2 ans.

La lordose globale C3-C7 augmentait significativement en postopératoire en passant de $1^\circ \pm 7,5$ [de -13,5 à 9] en préopératoire à $12^\circ \pm 9$ [de -2,5 à 23,5] en post-opératoire à 3/6 mois et à $14^\circ \pm 10$ [de -3 à 34,5] à 2 ans.

La lordose discale augmentait significativement en postopératoire en passant de $1,5^\circ \pm 5$ [de -7 à 15] en préopératoire à $8^\circ \pm 4$ [de 1 à 17] en post-opératoire à 3/6 mois et à $6,5^\circ \pm 4$ [de -4 à 13] à 2 ans.

La lordose locale augmentait significativement en postopératoire en passant de $-2^\circ \pm 4$ [de -7 à 3] en préopératoire à $6,5^\circ \pm 4$ [de 0 à 11] en post-opératoire à 3/6 mois et à $7^\circ \pm 5$ [de 1 à 15] à 2 ans.

Tableau 22 Lordoses locale et globale en pré-opératoire et à 12 mois post-opératoires.

	Preop	Postop (12M)
Lordose locale	$-2^\circ \pm 4$	$6^\circ \pm 4$ $p < 0,001$
Moy \pm ET		
Lordose C3-C7	$1^\circ \pm 7$	$12^\circ \pm 7,5$ $p < 0,01$
Moy \pm ET		

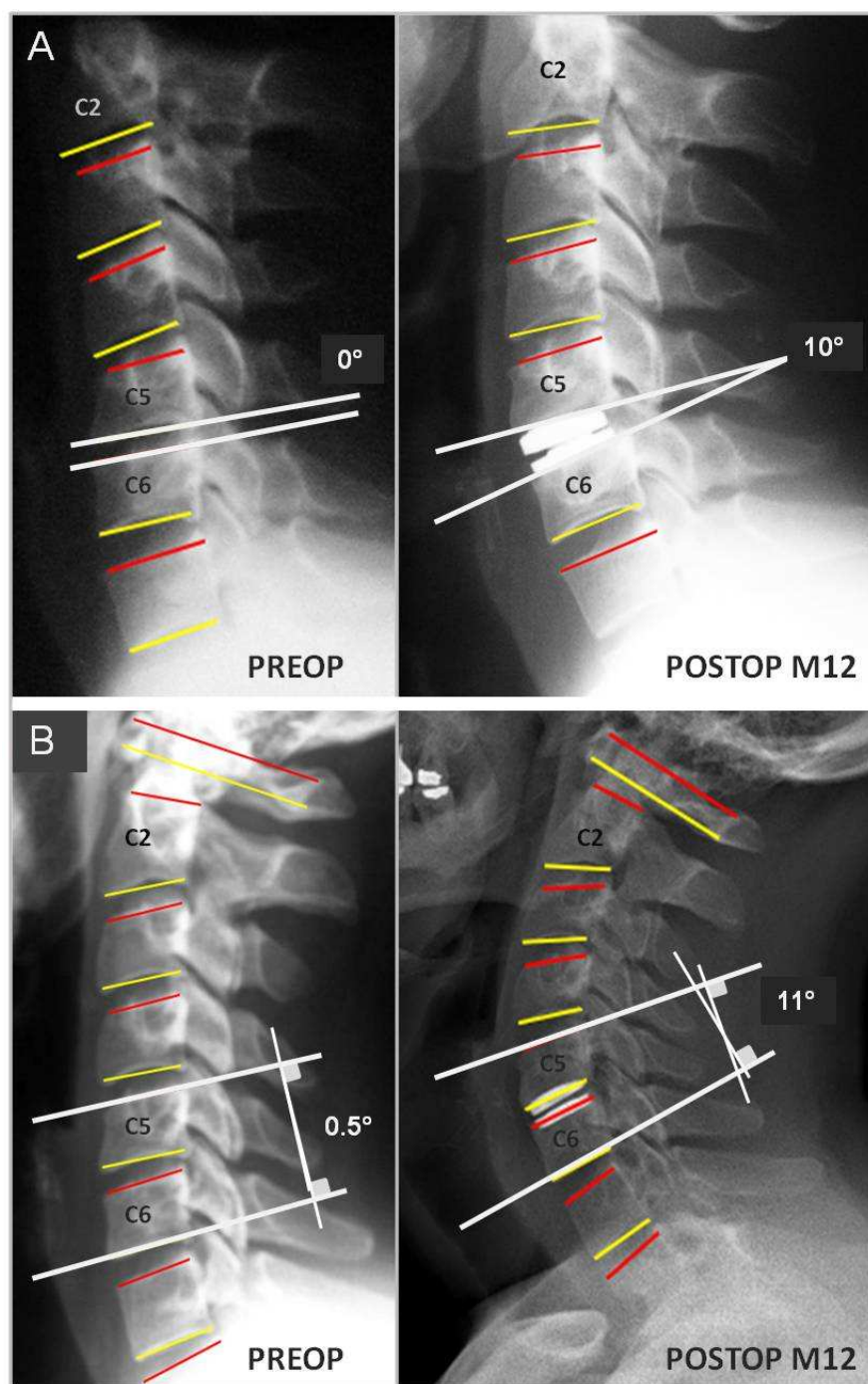


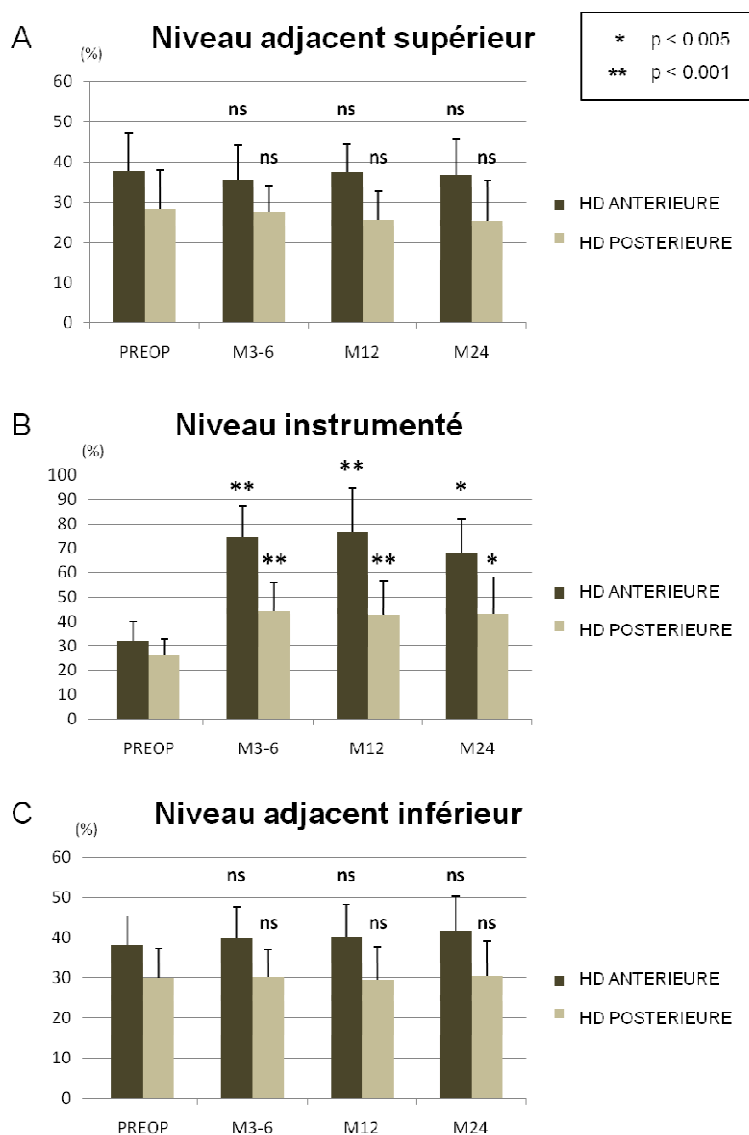
Fig 61 Cas cliniques A et B. Récupération d'une lordose segmentaire et globale après arthroplastie C5-C6 (clichés pré et post-opératoires à 12 mois).

En ce qui concerne les variations de hauteur discale, nous avons noté une augmentation importante de la hauteur discale antérieure et postérieure au niveau opéré en post-opératoire (**fig 62**).

La hauteur discale antérieure était de 32% \pm 8 [19-54] en préopératoire versus 74% \pm 13 [50-94] en post-opératoire à 3/6 mois et 68% \pm 14 [33-95] à 2 ans.

La hauteur discale postérieure était de 26% \pm 7 [14-37] en préopératoire versus 44% \pm 12 [30-74] en post-opératoire à 3/6 mois et 43% \pm 15 [23-80] à 2 ans.

Aucune différence significative n'a été observée pour les niveaux adjacents supérieur et inférieur en terme de hauteur discale antérieure ou postérieure entre les mesures pré et postopératoires à 3/6 mois, 1 an et 2 ans.



* différence significative par rapport au préopératoire

Fig 62 Evolution pré et postopératoire de la hauteur discale (HD) antérieure et postérieure aux niveaux instrumenté (B), adjacent supérieur (A) et adjacent inférieur (C).

b) Amplitudes de mobilité

Les amplitudes de mobilité en flexion-extension mesurées sur les clichés dynamiques sont présentées dans le graphe ci-dessous (**fig 63**).

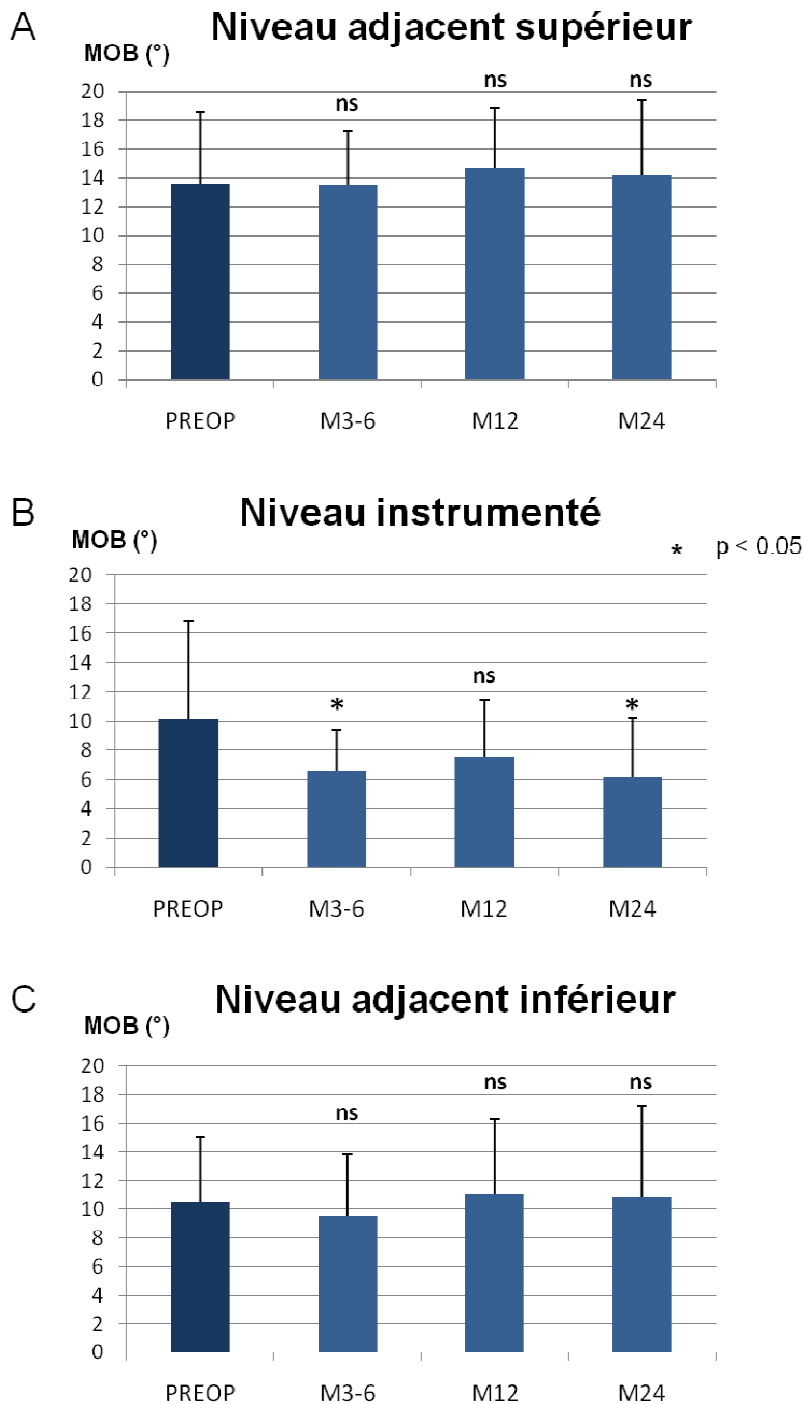


Fig 63 Evolution pré et postopératoire de la mobilité (MOB) en flexion-extension aux niveaux instrumenté (B), adjacent supérieur (A) et adjacent inférieur (C).

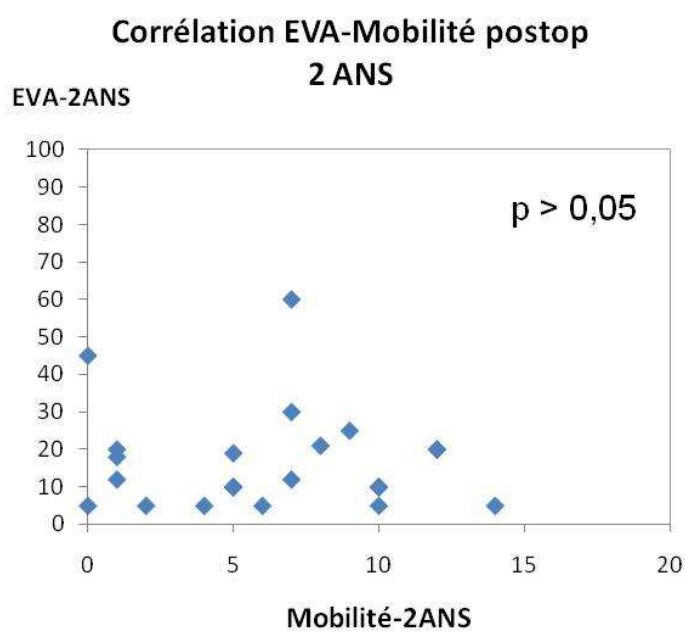
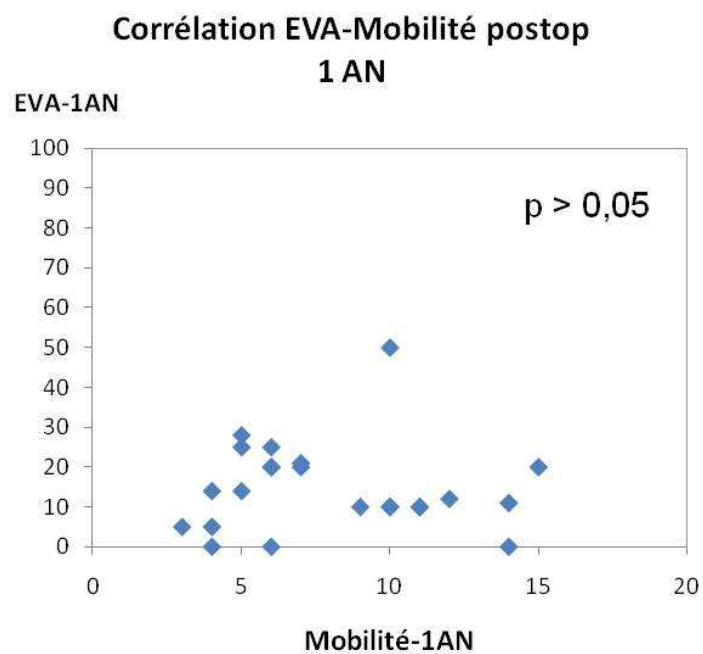


Fig 64 Analyse de la corrélation entre la douleur cervicale post-opératoire et la mobilité en flexion-extension à 1 et 2 ans.

Au niveau instrumenté, la mobilité sagittale était de $10,2^{\circ} \pm 6,5$ [0-24] versus $6,6^{\circ} \pm 3$ [1-13] à 3/6 mois, versus $7,5^{\circ} \pm 4$ [0-15] à 1 an et $6,1^{\circ} \pm 4$ [0-14] à 2 ans (**fig 63**). A 2 ans, 71% des niveaux instrumentés présentaient une mobilité au moins égale à 3° .

Nous n'avons retrouvé aucune corrélation entre la mobilité postopératoire et l'âge ($p=0,77$), la mobilité ($p=0,79$) ou encore la hauteur discale préopératoires ($p=0,95$).

Nous n'avons pas retrouvé non plus de corrélation entre le score de l'EVA cervicale et la mobilité postopératoire à 1 an ($p=0,69$) ou 2 ans ($p=0,7$), **figure 64**.

Aucune différence significative n'a été observée pour les niveaux adjacents supérieur et inférieur en terme de mobilité en flexion-extension entre les mesures pré et postopératoires à 3/6 mois, 1 an et 2 ans (**fig 63**).

c) Centres moyens de rotation

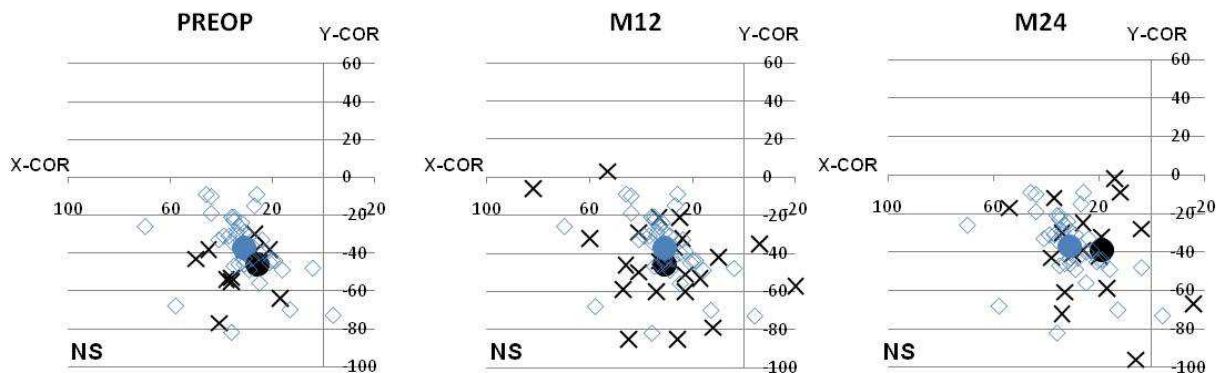
Concernant la position des centres moyens de rotation (CMR), nous avons noté une position plus crâniale des CMR en post-opératoire par rapport au préopératoire (**fig 65**).

Au niveau instrumenté, la valeur moyenne du X-CMR était de $36,9\% \pm 20,2$ [de -15 à 68] en préopératoire, versus $38,8\% \pm 30,8$ [de -62 à 83] en postopératoire à 1 an et $20,1\% \pm 35,6$ [de -92 à 67] en postopératoire à 2 ans ; la valeur moyenne du Y-CMR était de $-25,3\% \pm 24,1$ [de -80 à 12] en préopératoire, versus $15,8\% \pm 39,1$ [de -87 à 86] en postopératoire à 1 an et $7,6\% \pm 45$ [de -74 à 115] en postopératoire à 2 ans.

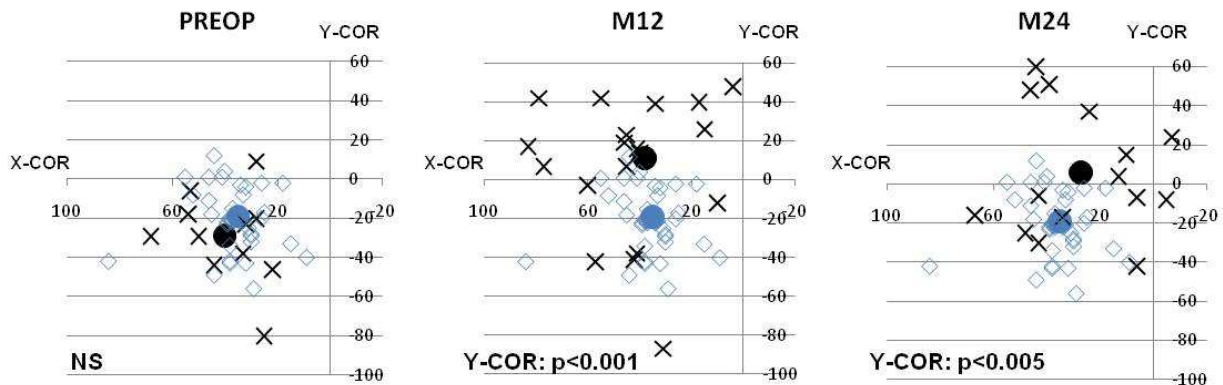
Aucune différence significative n'a été observée pour les niveaux adjacents supérieur et inférieur en terme de position X ou Y du CMR entre les mesures pré et postopératoires à 1 an et 2 ans, **figure 65**.

Les patients porteurs d'une arthroplastie C5-C6 ($n=24/32$) ont été comparés au groupe témoin ($n=39$) pour la position du CMR au niveau instrumenté. Nous avons observé que le CMR des patients opérés était caractérisé par une position moyenne décalée en position crâniale au niveau du plateau supérieur de la vertèbre sous-jacente ainsi que par une dispersion plus importante autour de la position moyenne.

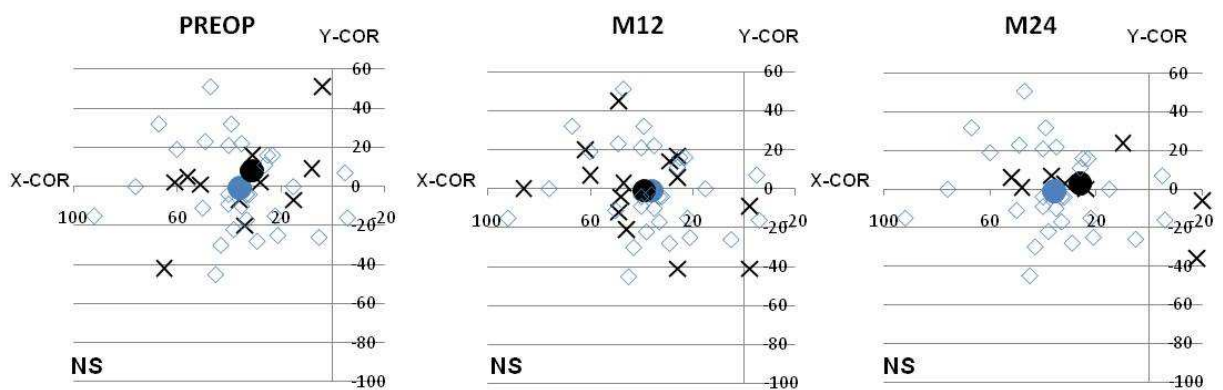
A - Niveau adjacent supérieur (C4-C5)



B - Niveau instrumenté (C5-C6)



C - Niveau adjacent inférieur (C6-C7)



- ◆ Groupe témoin
- Position Moy CMR-témoin
- X Groupe prothèse C5-C6
- Position Moy CMR-prothèse

Fig 65 Position des CMR pour le groupe témoin et le groupe des prothèses C5-C6 aux niveaux instrumenté (B) et adjacents (A et C).

Coordonnées du CMR pour le groupe témoin :

CMR_{C4-C5} : X-CMR= 31% \pm 13; Y-CMR= -37% \pm 17

CMR_{C5-C6} : X-CMR= 36% \pm 12; Y-CMR= -20% \pm 16

CMR_{C6-C7} : X-CMR= 36% \pm 26; Y-CMR= -1% \pm 21

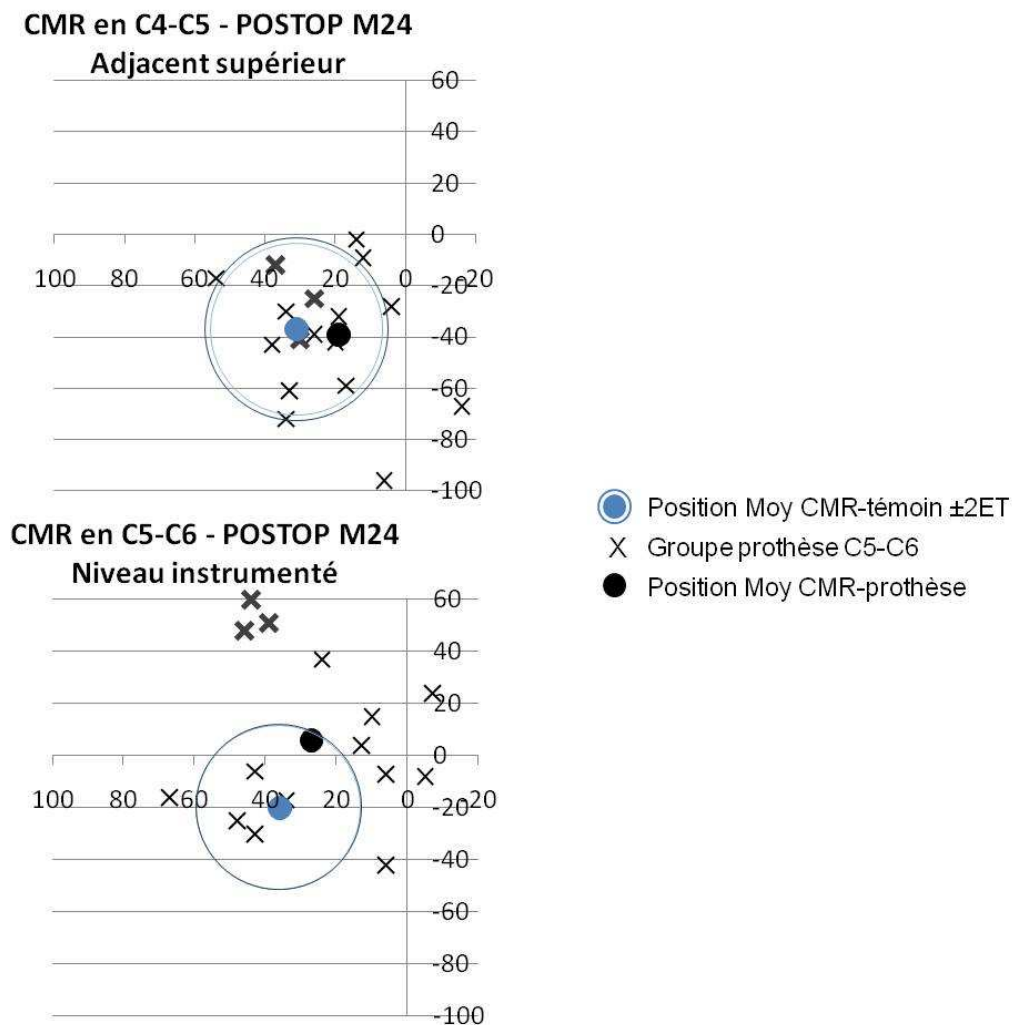


Fig 66 CMR à 2 ans pour les prothèses C5-C6 au niveau instrumenté et adjacent.

Sur la **figure 66** nous pouvons observer que les patients ayant un CMR manifestement pathologique au niveau instrumenté (X), c'est-à-dire situé largement en dehors du cercle CMR \pm 2ET, ne sont pas ceux qui présentent un CMR anormal au niveau adjacent supérieur.

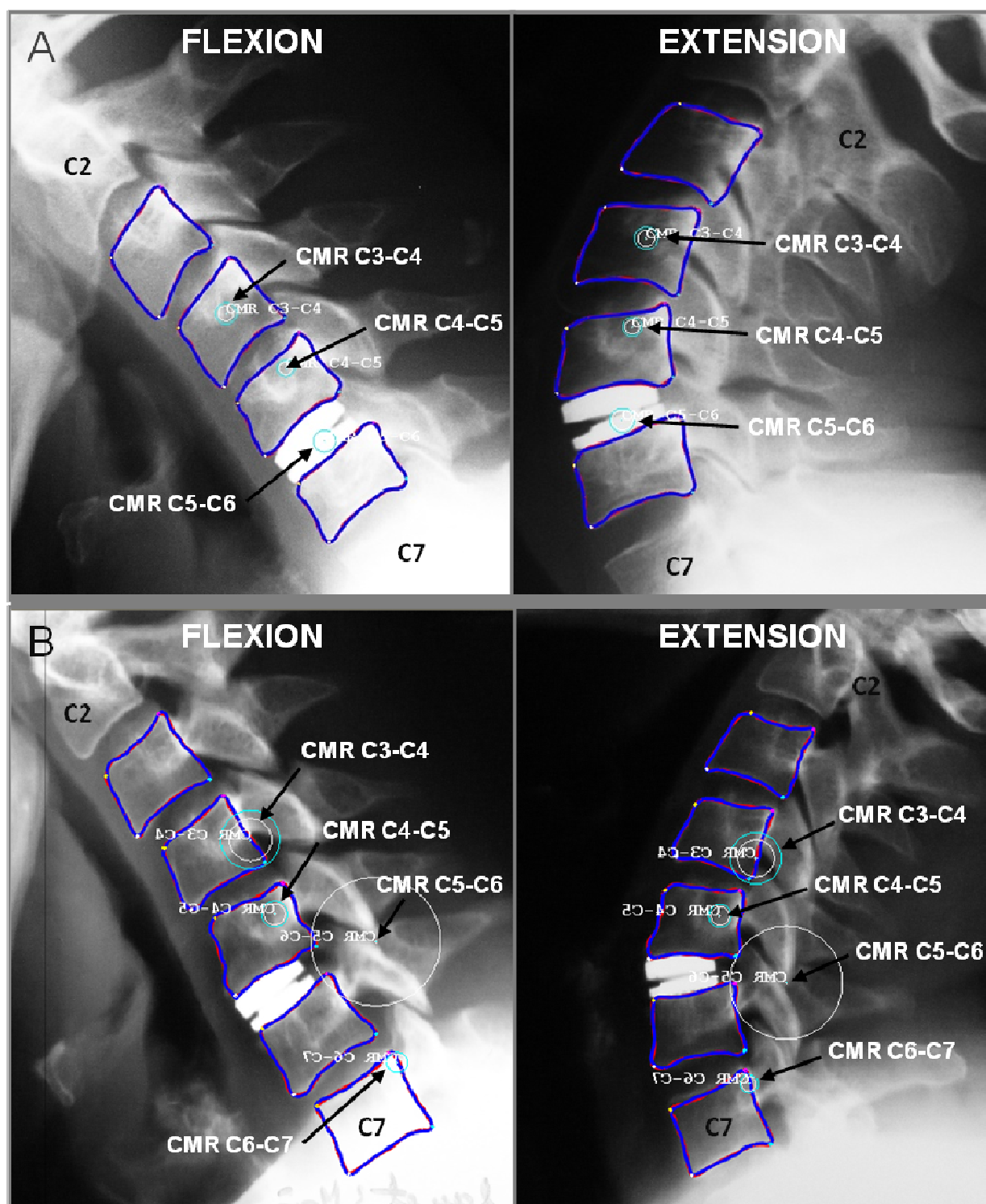


Fig 67 Cas cliniques illustrant A) la position crâniale du CMR en postopératoire, après arthroplastie C5-C6, qui a tendance à se rapprocher du centre de rotation géométrique de la prothèse et B) la possibilité de conflits cinématiques avec un CMR centré sur l'interligne articulaire après arthroplastie C5-C6.

IV.1.4 Discussion

Données cliniques

L'arthroplastie cervicale, introduite progressivement comme alternative à la fusion pour le traitement de la pathologie dégénérative cervicale, reste une technique innovante en cours d'évaluation ^{71,72}.

Plusieurs études récentes ^{52,84,85,118}, prospectives et randomisées, réalisées aux USA, ont rapporté que les résultats cliniques à 2 ans étaient identiques à ceux de l'arthrodèse en termes d'efficacité sur la douleur et en termes de complications. Ces études intéressaient différents modèles de prothèses discales cervicales : la PrestigeTM, la BryanTM et la ProDisc-CTM.

Dans notre étude prospective, nous avons pu déterminer que l'amélioration du score fonctionnel et du score EVA était très significative à toutes les échéances d'évaluation post-opératoire. Le gain absolu était légèrement plus net dans notre étude par rapport aux données de la littérature. Par exemple, Beaurain et al ⁷ rapportent une amélioration du score NDI de 49 en préopératoire versus 23/25 en postopératoire (gain absolu de 25) contre 49 et 18/20, respectivement, dans notre étude (gain absolu de 30). Il est possible que cette différence soit liée au fait d'avoir exclu une pathologie dégénérative arthrosique trop sévère au niveau opéré, la majorité des indications étant une hernie discale molle isolée.

Par ailleurs, nous n'avons pas observé de complications mécaniques (type migration d'implant ou fracture du corps vertébral) dans cette série et aucun patient n'a dû être réopéré au niveau du rachis cervical au recul de 24 mois. La réduction du nombre de seconde chirurgie après arthroplastie versus arthrodèse est une donnée bien établie dans la littérature. Par exemple, Heller et al ⁵², à travers une étude prospective et randomisée incluant 242 prothèses versus 221 arthrodèses, rapportent un taux de réinterventions de 2,5% pour les prothèses versus 3,6% pour les arthrodèses (non significatif).

Ces résultats cliniques suggèrent que l'arthroplastie cervicale peut être considérée comme une alternative à la fusion, au moins pour la pathologie dégénérative cervicale monosegmentaire.

Posture

Dans notre étude, la prothèse discale cervicale implantée a démontré sa capacité à restaurer à la fois la lordose locale et la lordose globale. Il faut souligner que l'implant DiscocervTM présente une géométrie spécifique lui permettant de maintenir la lordose segmentaire grâce à la géométrie lordotique du plateau supérieur.

Par comparaison aux données préopératoires, la lordose segmentaire a augmenté de 6 à 7° environ et la lordose C3-C7 de plus de 11°. La récupération d'une lordose physiologique avait déjà été mentionnée dans la littérature comme dans l'étude d'Anakwenze et al ⁴ qui rapportent un gain de lordose de 3° au niveau opéré et de 3,1° pour la lordose C2-C6.

En réalité, la restauration de la lordose segmentaire est surtout liée à la géométrie de l'implant et à son positionnement au sein de l'espace intersomatique, alors que la lordose globale est surtout fonction de l'effet antalgique de la chirurgie. Le mécanisme de délordose antalgique est bien connu et bien détaillé au niveau du rachis lombaire chez les patients porteurs d'une pathologie lombaire dégénérative. Nous observons ici les mêmes modifications de la posture chez les patients cervicalgiques avec une perte de la lordose physiologique permettant de limiter l'hyperpression discale postérieure ainsi que la fermeture des foramens intervertébraux. La capacité de restaurer la statique à la fois sur le plan segmentaire et sur le plan global doit être un des objectifs de l'arthroplastie cervicale, toute mise en cyphose devant être évitée afin de limiter les cervicalgies et de ne pas générer une surcharge de contraintes sur le rachis adjacent.

Certains travaux ont rapporté que la posture cervicale pouvait être défavorablement affectée après arthroplastie cervicale ^{37,64}. Cet effet indésirable a en particulier été rapporté avec la prothèse BryanTM. Par exemple, Fong et al ³⁷ apportent une mise en cyphose du segment opéré chez 7 patients sur 10 opérés avec la prothèse BryanTM. Kim et al ⁶⁴ ont noté que seulement 1/3 des patients opérés avec cette prothèse parvenait à maintenir une lordose segmentaire au niveau opéré. D'après ces auteurs, la perte de lordose était surtout liée à la préparation des plateaux vertébraux nécessaire pour la mise en place de l'implant.

Ces résultats sont en contraste avec les nôtres, ce qui suggère que la géométrie de la prothèse est un paramètre essentiel pour maintenir un équilibre sagittal physiologique au niveau du rachis cervical et que les implants trop passifs doivent plutôt être évités.

Analyse cinématique

Par comparaison aux valeurs préopératoires (mobilité autour de 10° en flexion-extension), nous avons observé que l'arthroplastie cervicale ne restaurait que partiellement les amplitudes de mobilité sagittale (autour de 6/7° en post-opératoire). Ces résultats apparaissent encore plus nets lorsque nous les comparons avec les amplitudes de mobilité du groupe témoin (sujets sains et asymptomatiques) avec une mobilité en flexion-extension autour de 15° en C5-C6).

En réalité, la plupart des études *In Vivo* publiées dans la littérature rapportent des amplitudes de mobilité en flexion-extension seulement de l'ordre de 5-10°^{7,52,64,85,98,103,117,119} après arthroplastie cervicale alors que les amplitudes de mobilité sont plutôt autour de 15/20° dans la population normale et asymptomatique^{2,13,35,125,128}. Par exemple, Powell et al¹⁰³ ont mesuré une mobilité de 8,4° en flexion-extension à 2 ans dans un groupe de 48 patients opérés avec la prothèse BryanTM. Murrey et al⁸⁵ ont calculé une mobilité de 9,4° en flexion-extension à 2 ans chez des patients opérés avec la prothèse ProDiscCTM. Enfin, Kim et al⁶⁴ ne retrouvent qu'une mobilité de 4,9° en flexion-extension à 2 ans dans un groupe de 55 patients opérés avec la prothèse BryanTM.

Nos résultats sont donc parfaitement concordants avec les données de la littérature mais soulignent que la restauration des amplitudes de mobilité après arthroplastie cervicale n'est que partielle (environ 50% de la mobilité physiologique).

Ainsi, les modèles actuels de prothèses discales cervicales ne parviennent pas à restaurer la cinématique physiologique du rachis cervical y compris en terme d'amplitudes de mobilité. En réalité, la plupart des modèles de prothèses actuellement disponibles sont de type DiscocervTM, c'est-à-dire à articulation sphérique, caractérisés par 3 (le plus fréquemment), parfois 4, degrés de liberté. Ces implants permettent une rotation dans les 3 plans en limitant le plus souvent les translations, et se distinguent par différents paramètres géométriques tels que le rayon de courbure des surfaces de contact, ou le positionnement antéro-postérieur et crânio-caudal du centre géométrique de rotation. Il s'agit de prothèses dites contraintes caractérisées par un centre de rotation fixe durant le mouvement (en considérant que les surfaces de glissement de la prothèse restent en contact durant le mouvement). A l'opposé, le disque intervertébral peut être assimilé sur le plan cinématique à une articulation à 6 degrés de liberté (rotations et translations dans les trois plans). En conséquence, il est peu probable que l'on parvienne à restaurer une cinématique

physiologique avec de tels modèles de prothèse, et cela est tout à fait concordant avec les résultats de notre étude ainsi que les résultats de la littérature.

Par ailleurs, il est possible que les résultats soient différents avec des modèles moins contraints. Par exemple, Beaurain et al ⁷ rapportent une mobilité de 9/10° après implantation de la Mobi-C™, caractérisée par 5 degrés de liberté (3 rotations et 2 translations), ce qui correspond plutôt aux valeurs hautes de mobilité pour les prothèses *In Vivo*.

Une cinématique physiologique se définit à la fois sur le plan quantitatif (amplitudes de mobilité dans les trois plans) et sur le plan qualitatif. L'analyse des CMR nous a permis une approche qualitative de la cinématique du rachis cervical après arthroplastie. Par comparaison aux données préopératoires ainsi qu'aux données émanant du groupe témoin, nous avons mis en évidence que les segments instrumentés avec l'implant Discocerv™ étaient caractérisés par un CMR décalé en position crâniale. Ce résultat pouvait être largement attendu étant donné que le centre géométrique de la prothèse se trouve en position crâniale avec la surface de contact convexe fixée au plateau supérieur de la prothèse et la surface de contact concave (en cupule) fixée au plateau inférieur.

Nous observons ainsi que la position du CMR est fortement influencée par la géométrie de l'implant prothétique. Ainsi, Pickett et al ⁹⁸ ont rapporté que la prothèse Bryan™ reproduisait un CMR physiologique au niveau instrumenté avec un CMR localisé en dessous et en arrière par rapport au centre de l'espace discal. Rousseau et al ^{114,117}, en comparant différents modèles, ont également retrouvé un décalage vers le haut du CMR après arthroplastie avec un modèle similaire au nôtre caractérisé par une articulation sphérique et une position crâniale du centre géométrique de l'implant (modèle Prestige™ LP). Ces données de la littérature ainsi que nos résultats suggèrent que la géométrie de la prothèse influence fortement la nature du mouvement restauré *In Vivo*.

Par ailleurs, nous avons noté que le CMR ne coïncidait pas exactement avec le centre géométrique de la prothèse suggérant ainsi que le mouvement de rotation ne s'effectuait pas exactement autour du centre géométrique de la prothèse, **figure 67**. Ces données suggèrent la présence de conflits cinématiques au niveau des facettes articulaires et/ou des articulations unco-vertébrales et/ou d'une sollicitation anormale des tissus mous responsables de micro-séparation(s) au niveau des surfaces de contact de la prothèse.

En réalité, la justification de prothèse discale cervicale avec un centre de rotation en position crâniale (comme la Discocerv™ ou la Prestige™ LP) se trouve dans le plan frontal. Contrairement au mouvement de flexion-extension, l'axe de rotation en inclinaison latérale et torsion axiale se situe au-dessus de l'espace discal, au niveau du corps vertébral de la

vertèbre sus-jacente, **figure 68**. Restaurer une cinématique plus physiologique en inclinaison latérale et torsion axiale pourrait permettre de limiter le risque de conflits cinématiques au niveau des facettes articulaires et/ou des articulations unco-vertébrales au cours de ces mouvements. La résection des uncus a même été proposée par certains auteurs dans le but de restaurer de façon plus complète la cinématique 3D du rachis cervical, en particulier en inclinaison latérale. Un tel geste n'a aucune justification dès lors que l'on utilise un implant de type Discocerv™ avec le centre de rotation en position crâniale.

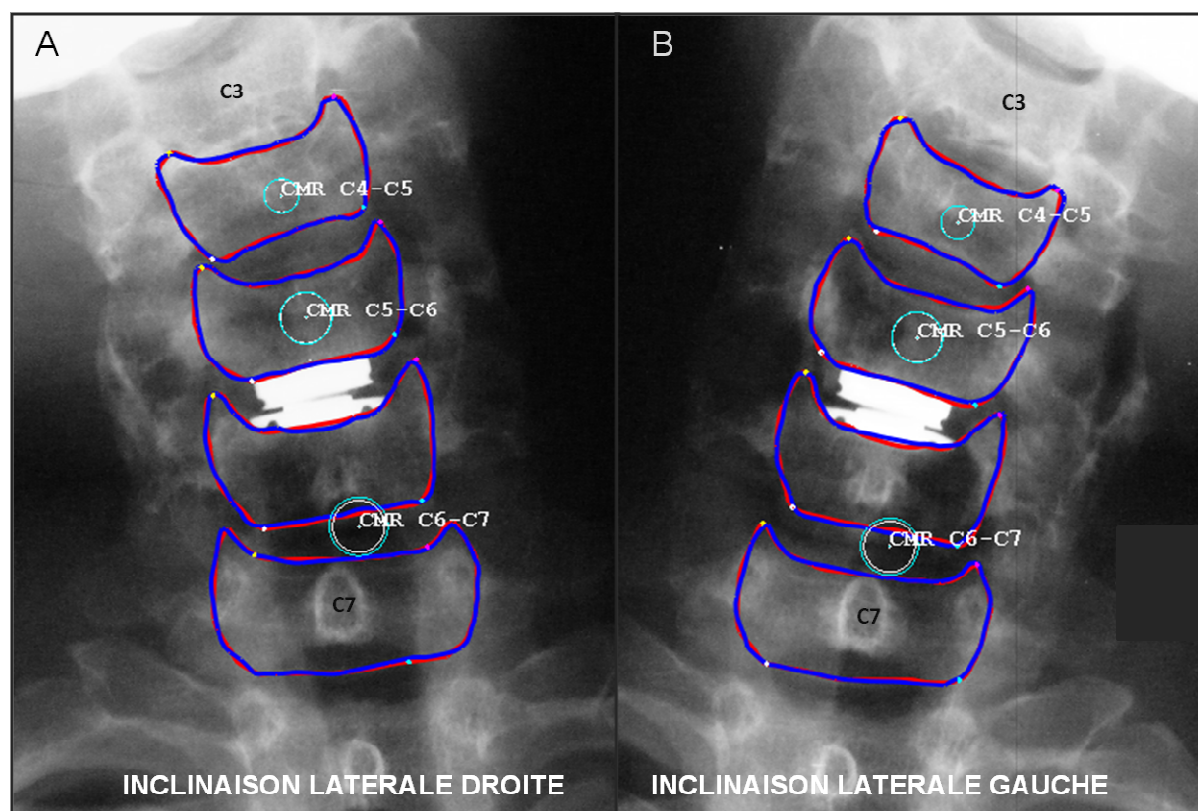


Fig 68 Cinématique du rachis cervical en inclinaison latérale, l'axe de rotation se situe au-dessus de l'espace discal.

Finalement, une position caudale du centre de rotation est préférable en flexion-extension alors que c'est l'inverse en inclinaison latérale et torsion axiale. En conséquence, il est peu probable que l'on parvienne à restaurer une cinématique physiologique avec de tels modèles de prothèse à centre de rotation fixe.

Niveaux adjacents

A travers notre étude, bien que l'arthroplastie cervicale ne parvienne que partiellement à restaurer les amplitudes de mobilité en flexion-extension, nous n'avons observé ni de réduction ni d'augmentation de mobilité aux niveaux adjacents. Ces résultats suggèrent que le maintien d'un degré minimal de mobilité au niveau instrumenté est suffisant pour éviter une hypersollicitation des niveaux adjacents.

Ces résultats sont concordants avec la plupart des études rapportées dans la littérature ^{98,107,119} concernant la cinématique des niveaux adjacents après arthroplastie cervicale. Nous n'avons trouvé qu'une seule étude ¹⁰³ faisant état d'une augmentation de mobilité en flexion-extension aux niveaux adjacents dans une population de patients opérés avec la prothèse BryanTM.

Par ailleurs, nous n'avons pas retrouvé de changements significatifs concernant les CMR entre les données pré et postopératoires ni entre le groupe témoin et les données postopératoires. Ainsi, nous pouvons affirmer que non seulement les amplitudes de mobilité étaient préservées aux niveaux adjacents supérieur et inférieur mais également la nature du mouvement, au moins en flexion-extension.

En maintenant une mobilité physiologique aux niveaux adjacents, l'arthroplastie cervicale peut prétendre éviter l'hypersollicitation mécanique de ces segments et réduire l'incidence d'une dégénérescence trop précoce. Cela est supporté par les résultats des trois études randomisées publiées aux USA ^{52,84,85} comparant arthroplastie versus arthrodèse et retrouvant un taux de réintervention pour une dégénérescence d'un niveau adjacent inférieur dans le groupe arthroplastie avec un recul de 2 ans.

Dans notre étude, bien que non comparative, nous n'avons pas retrouvé de réduction significative de la hauteur discale aux niveaux adjacents à 2 ans par rapport aux données préopératoires, suggérant l'absence de dégénérescence discale sévère induite aux niveaux adjacents. Cependant, il faut souligner que seules les études à long terme permettront de déterminer si l'arthroplastie cervicale permet réellement de diminuer l'incidence de la dégénérescence des segments adjacents. Il convient donc de rester très prudent quant à l'interprétation des résultats de notre travail sur ce point.

Limitations

Une des limitations principales de cette étude est que l'analyse cinématique n'a porté que sur le mouvement sagittal, sans évaluation des mouvements d'inclinaison latérale ni de torsion axiale. Or, ces deux derniers mouvements sont aussi fréquents ensemble (50% en nombre de mouvements quotidiens) que le mouvement de flexion-extension. La problématique du centre de rotation et des conflits cinématiques potentiels souligne l'intérêt que représente une analyse cinématique fiable de ces mouvements.

En réalité, le couplage permanent entre le mouvement d'inclinaison latérale et de torsion axiale fait que ces mouvements ne s'effectuent pas dans un plan mais dans l'espace, contrairement au mouvement de flexion-extension^{13,81,127,128}. Dès lors, l'analyse de la cinématique sur des clichés dynamiques en inclinaison latérale ne peut être ni fiable ni reproductible, même si des tendances peuvent être dégagées, expliquant l'absence de toute donnée *In Vivo* pour ces mouvements couplés.

Cette constatation justifie pleinement le développement d'une imagerie tridimensionnelle qui permettrait d'analyser la cinématique 3D du rachis cervical et non plus seulement une analyse uniquement sagittale ; c'est l'objet du chapitre suivant.

IV.2 ETUDE IN VIVO 3D

IV.2.1 Objectifs

L'objectif de cette étude préliminaire *In Vivo* était d'analyser la cinématique 3D d'une population de patients porteurs d'une prothèse discale à 1 niveau à l'aide du système de stéréoradiographie EOS™.

IV.2.2. Matériel et méthodes

IV.2.2.1 La population de patients

Huit patients (deux hommes : P1 et P6 ; et six femmes : P2, P3, P4, P5, P7 et P8) ont été inclus dans cette étude. L'âge moyen de la série était de 39 ans ± 5 [31-46]. Les niveaux opérés étaient C5-C6 dans 6 cas et C6-C7 dans 2 cas (P2 et P8).

Ces patients étaient issus de la série *In Vivo* 2D (cf IV.1.2 pour les critères d'inclusion, d'exclusion, les caractéristiques de l'implant utilisé) ; cependant, le recul était un peu plus important : 32 mois ± 10 [12-47].

IV.2.2.2 Acquisition des clichés

Les clichés ont été réalisés sur le site de Lyon, Hôpital Femme Mère Enfant, Service de Radiologie du Pr Pracros en utilisant le système EOS™. Ce système, basé sur la méthode des détecteurs gazeux rapides (G Charpak³³), permet la réalisation de radiographies de haute définition tout en diminuant la dose d'irradiation. Il est utilisé en routine clinique dans plusieurs centres hospitalo-universitaires à travers le monde.

Il consiste à acquérir de façon simultanée deux radiographies strictement orthogonales à partir desquelles une imagerie 3D du squelette pourra être reconstruite.

Pour la réalisation des radiographies du rachis cervical, le patient était assis sur un tabouret et effectuait seul les mouvements dans les différentes directions. La zone d'intérêt s'étendait depuis les conduits auditifs externes en haut jusqu'à la vertèbre T2 en bas. Deux clichés de face et de profil (acquisition simultanée) étaient obtenus pour chaque position, soit quatorze clichés au total.

Les différentes positions étaient (**fig 69**) :

1-2 Neutre face (F) + Profil (P)

3-6 Hyperflexion et hyperextension F + P

7-10 Inclinaison droite et gauche F + P

10-14 Rotation droite et gauche F + P

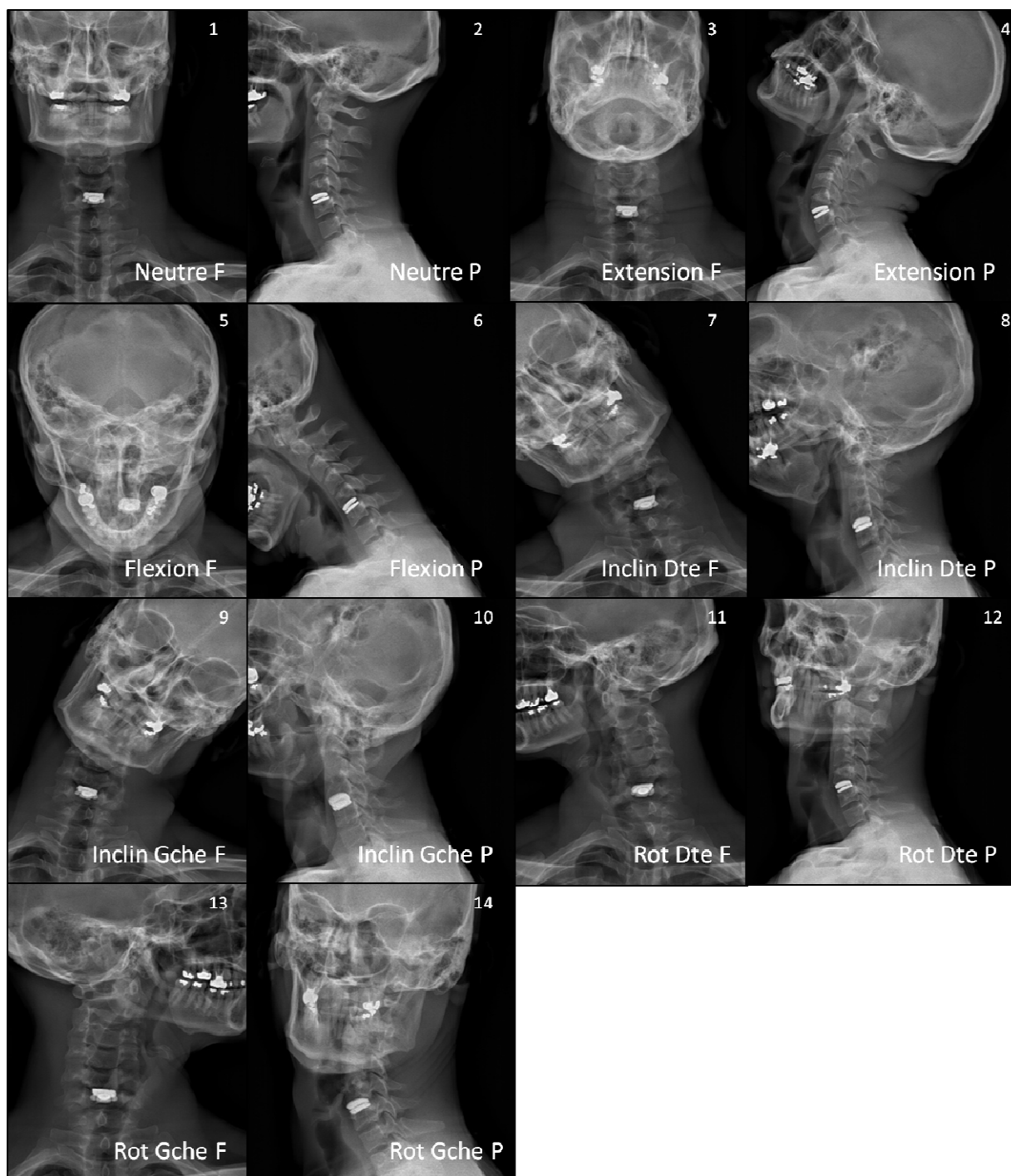


Fig 69 Clichés radiographiques réalisés dans 7 positions différentes de face et de profil au moyen du système EOS™.

IV.2.2.3 Reconstructions 3D

Afin de caractériser la mobilité segmentaire de la prothèse discale dans les trois plans de l'espace, il a tout d'abord été nécessaire de reconstruire celle-ci dans les différentes positions. Ces reconstructions ont été réalisées à l'aide du logiciel IdefXTM (LBM, ENSAM, Paris). Pour cela, il nous a fallu :

- importer le fichier WRL de la prothèse posée (fichier fourni par le constructeur) dans le système EOSTM (**fig 70**),
- recalcr le plateau supérieur et inférieur de la prothèse sur les radiographies EOSTM pour toutes les positions (**fig 71**).

Toutes les reconstructions ont été effectuées deux fois par le même observateur.

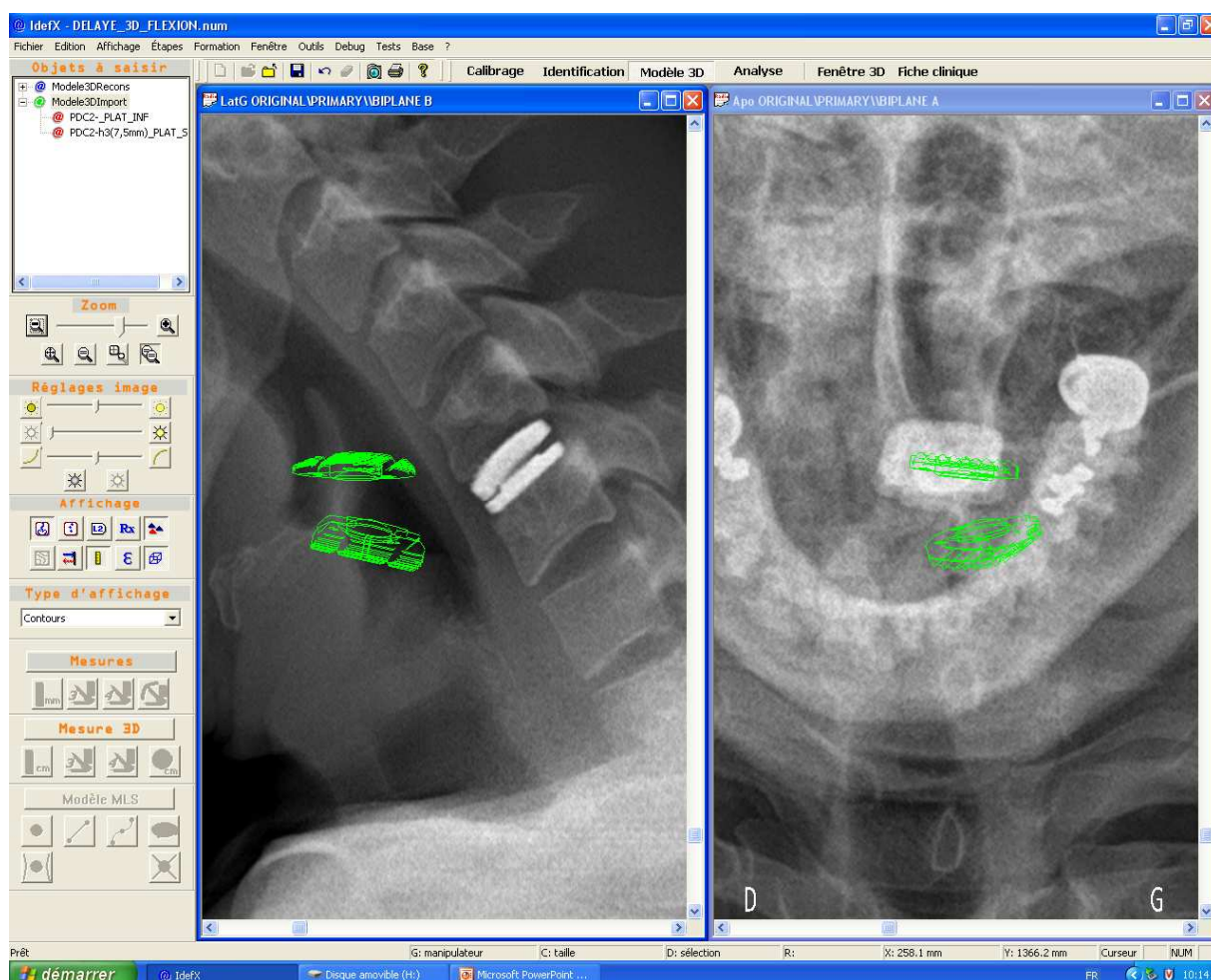


Fig 70 Importation de la prothèse (plateaux supérieur et inférieur) dans le système EOSTM. Exemple sur un cliché en flexion.

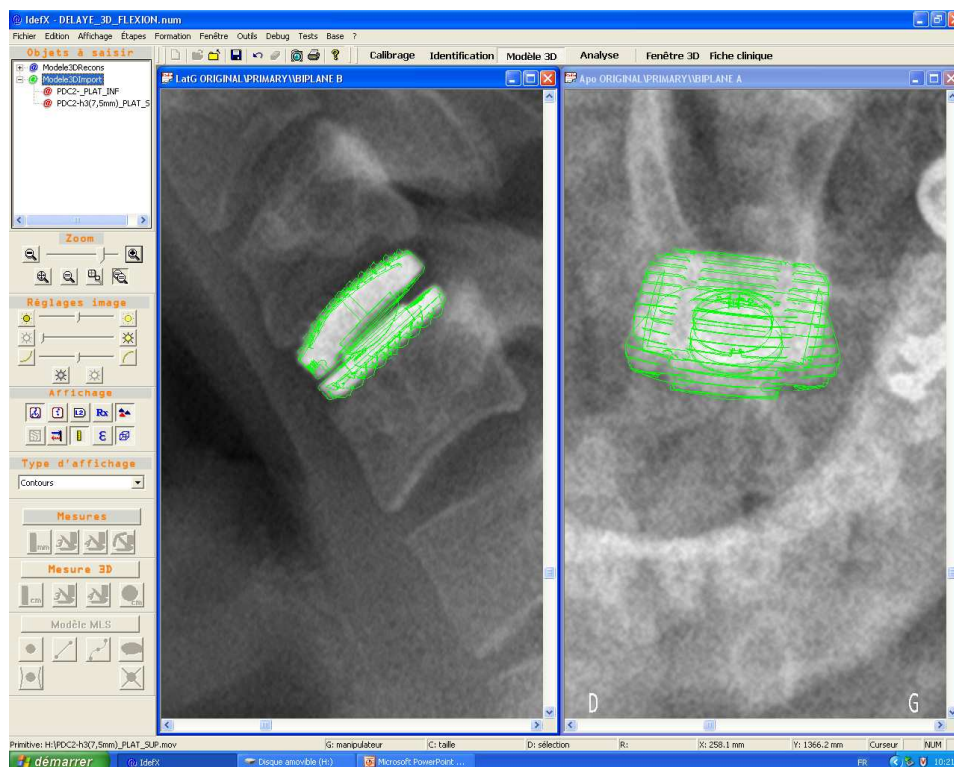


Fig 71 Recalage de la prothèse (plateaux supérieur et inférieur) sur les radiographies 2D de face et de profil.

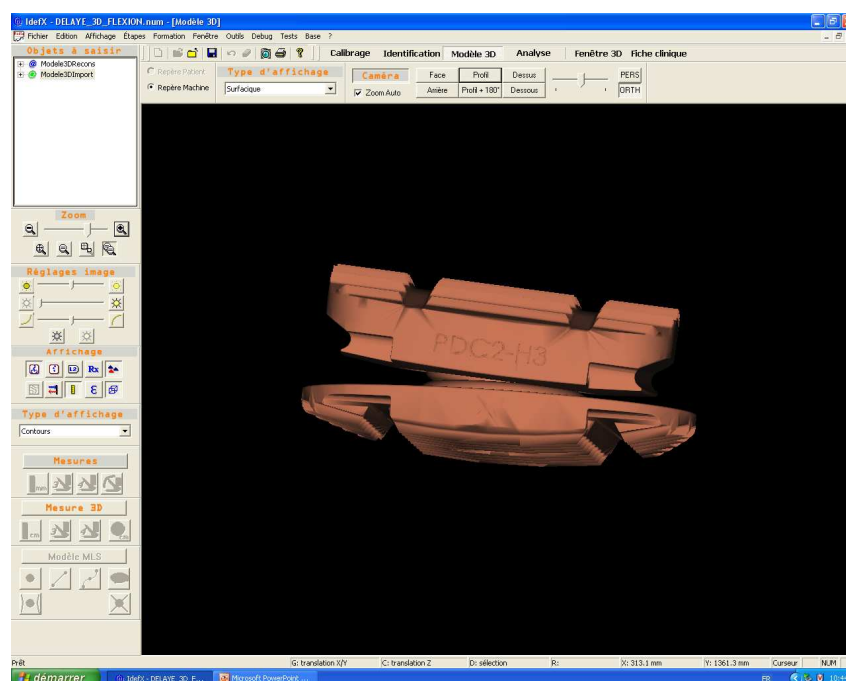


Fig 72 Modèle 3D de la prothèse reconstruite en inclinaison latérale gauche.

IV.2.2.4 Calcul des mobilités

Concernant le calcul des mobilités linéaires et angulaires, il nous a fallu définir un repère rattaché aux plateaux inférieur et supérieur de la prothèse (**fig 73**). Ce repère a été déterminé en utilisant la méthode des repères inertiels (définition des axes du repère en fonction de la répartition des masses de l'objet dans l'espace).

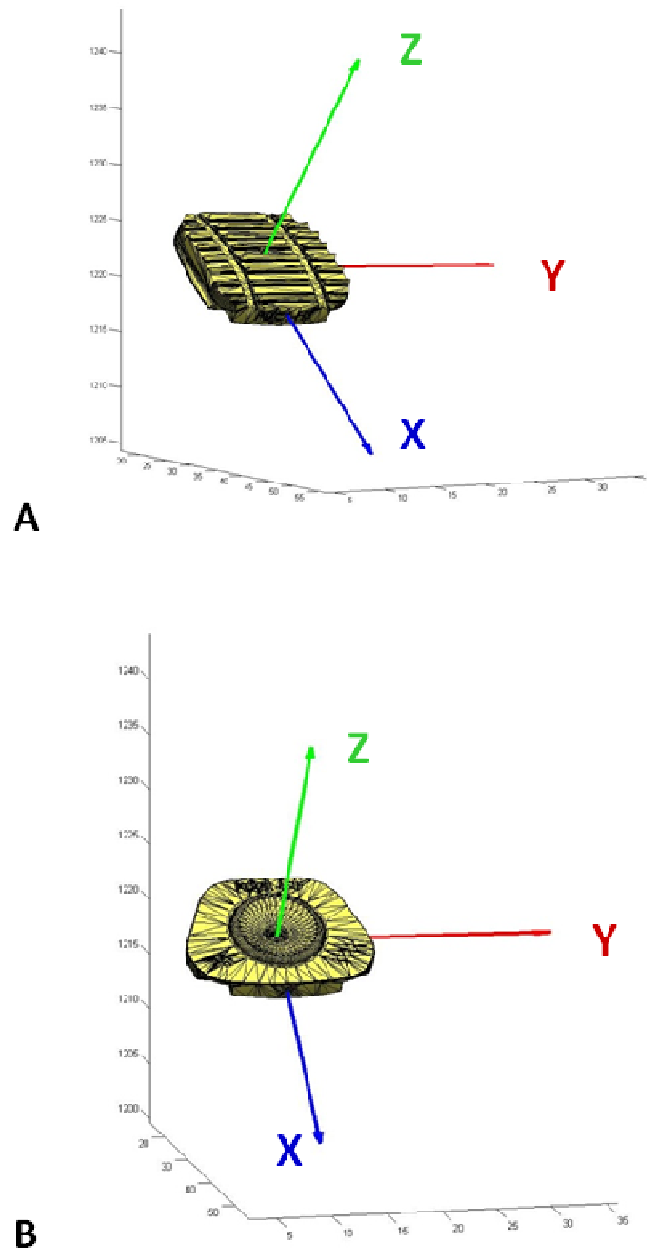


Fig 73 Repère rattaché aux plateaux prothétiques supérieur (A) et inférieur (B).

Les positions du plateau supérieur et inférieur ont été exprimées par rapport au repère de la vertèbre inférieure. Les mobilités du plateau supérieur dans les différentes postures ont ensuite été calculées en référence à la position neutre par rapport au repère de la vertèbre inférieure et en utilisant la séquence de Bryant X, Y', Z'' , i.e. séquence LSA (Lateral, Sagittal, Axial).

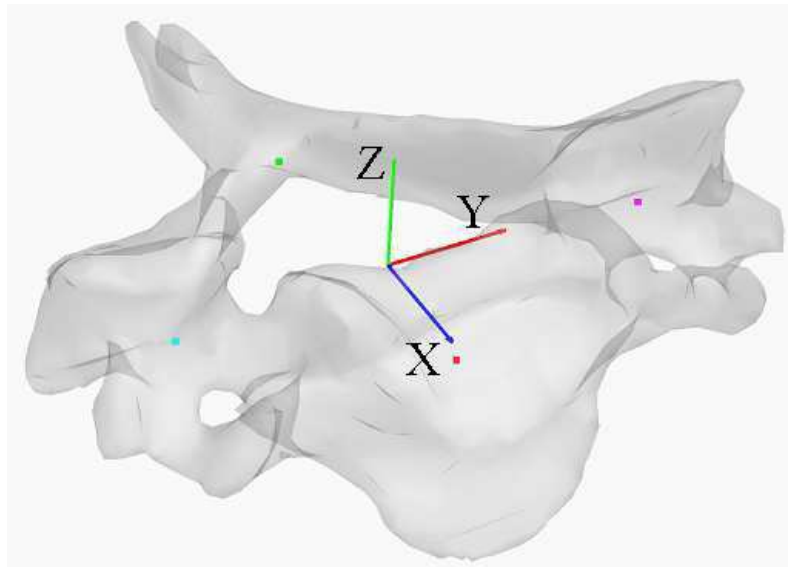


Fig 74 Repère associé à la vertèbre inférieure ¹¹⁴.

IV.2.2.5 Analyse statistique

La reproductibilité intra-observateur a été évaluée au moyen du test non paramétrique de Wilcoxon pour échantillons appariés en utilisant le logiciel XLSTAT™ (Addinsoft SARL, Paris, France).

La reproductibilité intra-observateur a porté sur l'ensemble des postures en référence à la position neutre (6 postures par sujet soit $n = 48$ par échantillon).

IV.2.3 Résultats

La significativité statistique concernant la reproductibilité intra-observateur est présentée dans le tableau ci-dessous (**tableau 23**).

Tableau 23 Reproductibilité intra-observateur(n=48).

	TX	TY	TZ	RX	RY	RZ
p	0,862	0,436	0,001	0,395	0,918	0,068

Les intervalles de confiance à 95% (moyenne 2DS) sont présentés dans le **tableau 24**.

Tableau 24 Différence moyenne par rapport à l'objet moyen (2 reconstructions).

	TX	TY	TZ	RX	RY	RZ
Moy $\pm 2DS$	0,1mm $\pm 0,1$	0,1mm $\pm 0,1$	0,1mm $\pm 0,2$	1° $\pm 1,5$	0,5° $\pm 0,7$	1,6° $\pm 2,9$
IC 95%	0,3 mm	0,3 mm	0,4 mm	3,1°	1,5°	5,8°

En flexion-extension, la mobilité a été mesurée à 3,1° $\pm 4,1$ [0,5-12,8] ; en torsion axiale (droite + gauche), celle-ci a été mesurée à 8,1 $\pm 5,2$ [2,3-17,7] ; en inclinaison latérale (droite + gauche), celle-ci a été mesurée à 4,9° $\pm 3,3$ [0,1-10,5], **fig 75**.

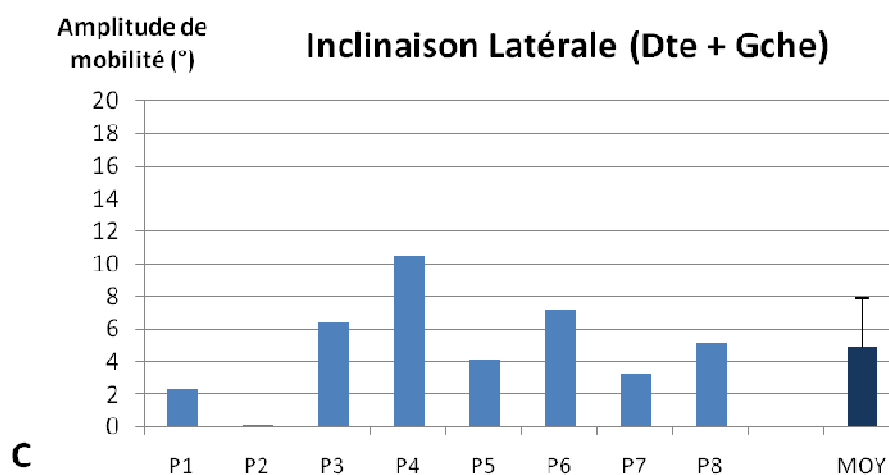
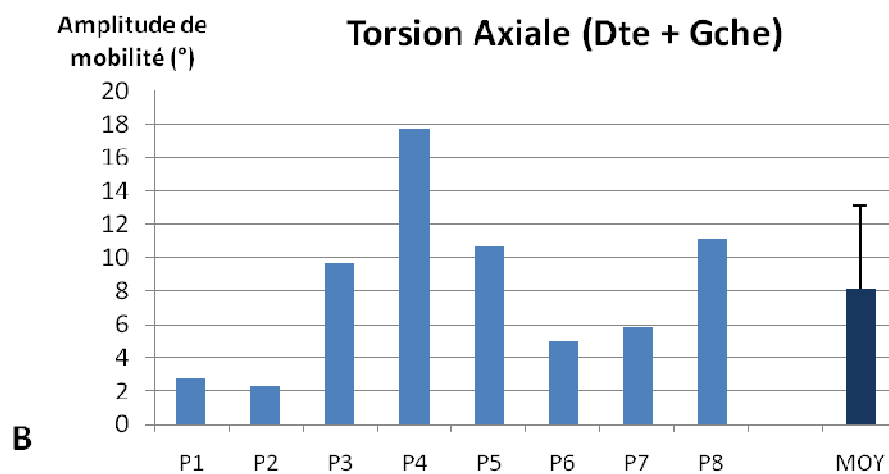
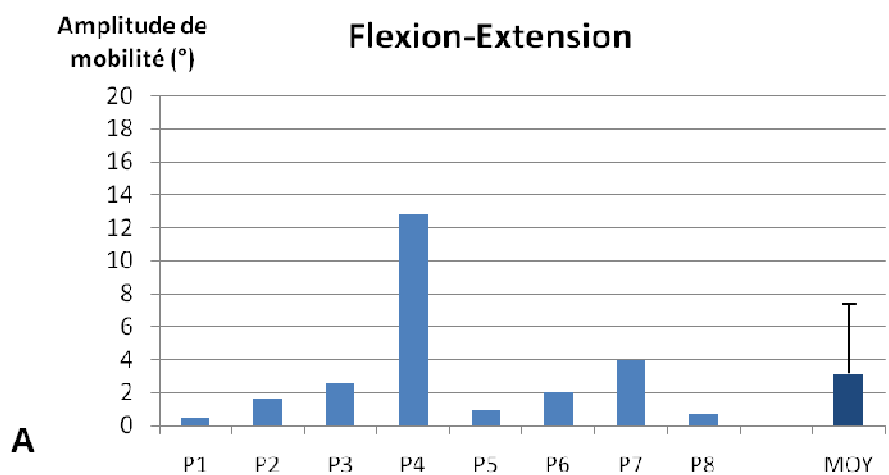


Fig 75 Mobilité In Vivo de la prothèse en FE, IL et TA pour les 8 patients (P1 à P8).

IV.2.4 Discussion

L'étude radiographique d'une population de patients à l'aide du système de stéréoradiographie EOSTM nous a permis une analyse quantifiée de la cinématique dans les trois plans de l'espace. Il s'agit d'une étude préliminaire (8 sujets, reproductibilité intra-observateur) dont les résultats doivent être confirmés sur un nombre plus important de sujets.

Néanmoins, conformément aux résultats rapportés par MA Rousseau dans sa thèse ¹¹⁴, nous pouvons confirmer que l'utilisation des repères métalliques de la prothèse permet d'obtenir une reproductibilité intra-observateur acceptable. L'incertitude était comparable à celle qu'il a rapportée en flexion-extension et inclinaison latérale, de l'ordre de 1,5° et de 3° respectivement. En revanche, en torsion axiale, l'incertitude était légèrement plus importante dans notre étude (5,8° contre 2,7°). Cette différence peut s'expliquer par une géométrie différente de la prothèse pouvant faciliter ou, au contraire, rendre plus difficile le recalage dans certaines postures.

Les résultats montrent des amplitudes de mobilité assez différentes selon le mouvement considéré. Etant donné la géométrie de la prothèse, nous pouvions nous attendre à une meilleure restauration des mobilités en torsion axiale et inclinaison latérale qu'en flexion-extension. Excepté pour un sujet (patient P4) la mobilité sagittale apparaît très limitée (un peu plus de 3° seulement en moyenne) dans l'échantillon. La mobilité en flexion-extension dans l'étude In Vivo 2D (cf IV.1.3.4.b) a été mesurée autour de 6°.



Fig 76 Ossifications péri-prothétiques (flèches). Patient P1.

Nous expliquons cette différence de mobilité dans le plan sagittal par le fait que les clichés EOS™ ont été réalisés plus tardivement avec un recul moyen de 32 mois à l'origine d'une plus grande proportion de patients présentant des phénomènes d'ossifications péri-prothétiques dans cet échantillon (n=5/8). Un exemple est illustré dans la **figure 76**.

Ces résultats soulignent tout de même le fait que les amplitudes de mobilité observées *In Vivo* chez les patients porteurs d'une prothèse discale cervicale restent assez faibles par rapport aux amplitudes de mobilité physiologique du rachis cervical ^{2,13,35,81,125,128} .

Néanmoins, nous avons constaté que si la mobilité était réduite en flexion-extension dans notre population de patients, celle-ci était relativement conservée en inclinaison latérale et en torsion axiale. L'absence de mobilité sur les clichés simples en flexion-extension ne signifie pas l'absence de toute mobilité du segment rachidien concerné.

Il faut toutefois rester prudent quant à l'interprétation de ces chiffres puisque l'incertitude est plus importante en torsion axiale et inclinaison latérale qu'en flexion-extension.

Enfin, ce travail met en relief l'intérêt de développer des outils d'imagerie performants qui permettent une analyse de la cinématique des prothèses discales cervicales dans les trois plans de l'espace sans se limiter à la seule flexion-extension.

CONCLUSIONS

A travers une démarche originale, qui a consisté à analyser une même prothèse discale cervicale à l'aide de différents moyens d'investigation, nous avons pu contribuer à une meilleure compréhension du comportement biomécanique des arthroplasties cervicales à articulation sphérique.

Les études *In Vitro* nous ont confirmé la capacité de la prothèse discale étudiée à restituer au niveau instrumenté les amplitudes de mobilité des mouvements principaux et des mouvements couplés dans les trois plans de l'espace, même si une variabilité d'un spécimen à l'autre a pu être notée. Lorsque la prothèse discale était implantée au-dessus d'un niveau déjà instrumenté, soit au moyen d'une arthrodèse (montage hybride) soit au moyen d'une prothèse (arthroplastie à 2 niveaux), nous n'avons pas observé une grande différence de comportement par rapport à l'arthroplastie monosegmentaire. Nous avons simplement noté que la prothèse en position crâniale était un peu moins mobile. Ces expérimentations nous ont également permis d'analyser les conséquences de l'arthroplastie cervicale sur le comportement biomécanique des niveaux adjacents, et de les comparer à l'arthrodèse. Les variations ont pu être quantifiées en termes de mobilité mais également en termes de contraintes au niveau du disque intervertébral par la mesure de la pression intradiscale. La plus grande variation a été observée entre la configuration double prothèse versus double arthrodèse avec une multiplication de la pression intradiscale en flexion maximale au niveau adjacent supérieur par un facteur supérieur à 6. Dans ce cadre, il nous faut souligner l'importance du protocole expérimental utilisé (protocole en effort imposé ou en déplacement imposé) pour l'interprétation des résultats concernant le comportement des niveaux adjacents. Nous avons vu l'intérêt d'utiliser le concept du protocole hybride qui consiste à appliquer le même effort à toutes les configurations puis à comparer les mobilités segmentaires à une valeur identique de déplacement global. Enfin, nous avons noté que les paramètres mesurés lors de ces tests *In Vitro* étaient essentiellement d'ordre quantitatif, i.e. amplitudes de mobilité et pressions intradiscales.

Dans cette thèse, nous avons souhaité également évaluer le protocole expérimental recommandé pour l'analyse des prothèses discales en s'intéressant à la problématique de la précharge. Grâce à la combinaison d'essais *In Vitro* et de la modélisation en éléments finis, nous avons pu évaluer les conséquences de l'application d'une précharge selon la technique du load follower sur le comportement biomécanique du rachis cervical. Si le load follower permet de maintenir un effort de compression entre chaque segment rachidien, et simuler ainsi l'action de la musculature paravertébrale, il modifie sensiblement les paramètres cinématiques du rachis cervical, en particulier dans les mouvements de torsion axiale et d'inclinaison latérale. Au final, ce chapitre nous a permis d'améliorer notre protocole expérimental et d'émettre des recommandations sur l'utilisation du load follower au cours des essais *In Vitro* portant sur les prothèses discales cervicales.

En ayant recours à l'imagerie médicale, les études *In Vivo* nous ont offert la possibilité d'étudier le comportement des prothèses discales cervicales dans leur environnement naturel. Trente-deux patients ont ainsi pu être inclus dans une étude prospective et multicentrique. L'évaluation radiographique 2D au moyen du logiciel Spineview™ a consisté en une analyse cinématique quantitative et qualitative du niveau instrumenté et des niveaux adjacents. L'implantation de la prothèse discale cervicale a été associée à une réduction de la mobilité en flexion-extension par rapport au préopératoire et par rapport à une population témoin ; ainsi qu'à une position non physiologique du centre moyen de rotation au niveau opéré. La position moyenne du CMR était significativement déplacée vers le haut, tendant à se rapprocher du centre géométrique de la prothèse, situé en position crâniale ; ce qui peut être expliqué par la présence de conflits cinématiques lors du mouvement de flexion-extension. En revanche, bien que le mouvement restitué par la prothèse au niveau opéré ne soit pas physiologique, nous n'avons pas observé de conséquences sur les niveaux adjacents que ce soit en termes d'amplitudes de mobilité ou en termes de position du centre moyen de rotation, suggérant que leur cinématique était plutôt préservée. Aucune corrélation entre les résultats cliniques et les données cinématiques n'a pu être mise en évidence dans cette cohorte.

L'analyse radiographique complémentaire d'une partie des patients opérés au moyen du système stéréo-radiographique EOS™ nous a permis de compléter l'évaluation cinématique *In Vivo* en explorant la mobilité de l'implant dans les trois plans de l'espace. Afin d'augmenter la précision de nos mesures, nous avons utilisé les plateaux métalliques des prothèses comme repère. Ce travail a montré que la préservation de la mobilité était

différente en fonction du mouvement considéré. Effectivement, pour nos huit patients, nous avons noté une réduction importante de la mobilité en flexion-extension alors que celle-ci paraissait plutôt préservée en inclinaison latérale et torsion axiale. Ceci souligne l'intérêt de pouvoir analyser la cinématique des prothèses discales cervicales dans les trois plans, l'évaluation uniquement du plan sagittal en pratique clinique, au moyen de clichés dynamiques en flexion-extension, n'est pas totalement satisfaisante. Par conséquent, il apparaît légitime de poursuivre le développement d'une imagerie 3D plus fiable et plus performante. A l'avenir, nous souhaiterions comparer la cinématique 3D de différents modèles de prothèses en utilisant ce moyen d'évaluation afin de souligner l'impact de la géométrie de la prothèse discale sur la cinématique segmentaire du rachis.

Finalement, nous avons noté une différence de mobilité non négligeable entre les résultats observés *In Vitro* et ceux observés *In Vivo*. Cette différence est probablement liée, d'une part, à l'action de la musculature, qui ne peut être que partiellement simulée lors des expérimentations comme nous l'avons vu, et, d'autre part, aux remaniements biologiques péri-prothétiques (interface os-implant, ossifications), qui modifient certainement à terme le comportement biomécanique de la prothèse discale implantée. Ceci impose de rester prudent quant à l'extrapolation au vivant des résultats émanant des expérimentations intéressant les prothèses discales.

En perspective, nous souhaitons que ce travail de thèse puisse être la base de réflexions et de travaux de recherche complémentaires sur la biomécanique des prothèses discales cervicales en vue de l'amélioration et/ou la conception d'implants plus performants, en collaboration avec nos partenaires industriels.

BIBLIOGRAPHIE

- 1) Ahn HS, DiAngelo DJ. A biomechanical study of artificial cervical discs using computer simulation. *Spine* 2008;33(8):883-92.
- 2) Amevo B, Worth D, Bogduk N. Instantaneous axes of rotation of the typical cervical motion segments: A study in normal volunteers. *Clin Biomech* 1991;6:111-7.
- 3) Amevo B, Aprill C, Bogduk N. Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain. *Spine* 1992;17:748-56.
- 4) Anakwenze OA, Auerbach JD, Milby AH, Lonner BS, Balderston RA. Sagittal cervical alignment after cervical disc arthroplasty and anterior cervical discectomy and fusion: results of a prospective, randomized, controlled trial. *Spine* 2009;34:2001-07.
- 5) Baba H, Furusawa N, Imura S, Kawahara N, Tsuchiya H, Tomita K. Late radiographic findings after anterior cervical fusion for spondylotic myeloradiculopathy. *Spine* 1993;18(15):2167-73.
- 6) Barrey C, Mosnier T, Jund J, Perrin G, Skalli W. In vitro evaluation of a ball-and-socket cervical disc prosthesis with cranial geometric center. *J Neurosurg Spine* 2009;11:538-46.
- 7) Beaurain J, Bernard P, Dufour T, Fuentes JM, Hovorka I, Huppert J, Steib JP, Vital JM, Aubourg L, Vila T. Intermediate clinical and radiological results of cervical TDR (Mobi-C®) with up to 2 years follow-up. *Eur Spine J* 2009;18(6):841-50.
- 8) Benzel E. Biomechanics of spine stabilization. Thieme eds, 1990.
- 9) Bertagnoli R, Yue JJ, Pfeiffer F, Fenk-Mayer A, Lawrence JP, Kershaw T et al. Early results after ProDisc-C cervical disc replacement. *J Neurosurg Spine* 2005;2:403-10.
- 10) Bertagnoli R, Duggal N, Pickett GE, Wigfield CC, Gill SS, Karg A et al. Cervical total disc replacement, part two: clinical results. *Orthop Clin North Am* 2005;36:255-62.
- 11) Bhadra AK, Raman AS, Casey AT, Crawford RJ. Single-level cervical radiculopathy: clinical outcome and cost-effectiveness of four techniques of anterior cervical discectomy and fusion and disc arthroplasty. *Eur Spine J* 2009;18:232-7.
- 12) Bogduk N, Twomey LT. Clinical anatomy of the lumbar spine. 2nd edition, Melbourne, Churchill Livingstone; 1991.
- 13) Bogduk N, Mercer S. Biomechanics of the cervical spine. I : Normal kinematics. *Clin Biomech* 2000;15:633-48.

- 14) Bohlman HH, Emery SE, Goodfellow DB, Jones PK. Robinson anterior cervical discectomy and arthrodesis for cervical radiculopathy. Long-term follow-up of one hundred and twenty-two patients. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75:1298-307.
- 15) Bono CM, Ghiselli G, Gilbert TJ, Kreiner DS, Reitman C, Summers JT et al. An evidence-based clinical guideline for the diagnosis and treatment of cervical Radiculopathy from degenerative disorders. *The Spine J* 2011;11:64-72.
- 16) Bouchet Cuilleret. Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle. Le cou. Masson eds, 1997.
- 17) Boussion L. Etude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical. Comparaison entre sujets asymptomatiques et pathologiques. Thèse de Biomécanique, Université Claude Bernard Lyon 1, 2008.
- 18) Brigham C, Tsahakis PJ. Anterior cervical foraminotomy and fusion. Surgical techniques and results. *Spine* 1995;20(7):766-70.
- 19) Capen DA, Garland DE, Waters RL. Surgical stabilization of the cervical spine. A comparative analysis of anterior and posterior spine fusions. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;196:229-37.
- 20) Champain S, Benchikh K, Nogier A, Mazel C, DeGuise J, Skalli W. Validation of new clinical quantitative software applicable in spine orthopaedic studies. *Eur Spine J* 2006;15:982-91.
- 21) Chang UK, Kim DH, Lee MC, Willenberg R, Kim SH, Lim J. Changes in adjacent-level disc pressure and facet joint force after cervical arthroplasty compared with cervical discectomy and fusion. *J Neurosurg Spine* 2007;7:33-39.
- 22) Cheng JS, Liu F, Komistek RD, Mahfouz MR, Sharma A, Glaser D. Comparison of cervical spine kinematics using a fluoroscopic model for adjacent segment degeneration. *J Neurosurg Spine* 2007;7(5):509-13.
- 23) Cheng L, Nie L, Zhang L, Hou Y. Fusion versus Bryan cervical disc in two-level cervical disc disease: a prospective, randomized study. *Int Orthop* 2009;33:1347-51.
- 24) Chevrel JP, Fontaine C. Anatomie Clinique, Tome 3. Tête et cou : Chapitre 22 : la colonne vertébrale cervicale (R Louis). Paris, Springer; 1996.
- 25) Chicago Institute of Neurosurgery and Neuroresearch. Website 06/21/01.
- 26) Cofer, Rhumatologie. Collège français des enseignants en rhumatologie. Masson eds, Paris, 2002.
- 27) Cripton PA, Bruehlmann, Orr TE, Oxland TR, Nolte LP. In vitro axial preload application during spine flexibility testing : towards reduced apparatus-related artefacts. *J Biomechanics* 2000;33(12):1559-68.
- 28) Cunningham BW, Hu N, Zorn CM, McAfee PC. Biomechanical comparison of single and two-level cervical arthroplasty versus arthrodesis: effect on adjacent-level spinal kinematics. *The Spine J* 2010;10:341-49.

- 29) DiAngelo DJ, Roberston JT, Metcalf NH, McVay BJ, Davis RC. Biomechanical testing of an artificial cervical joint and an anterior cervical plate. *J Spinal Disord Tech* 2003;16:314-23.
- 30) DiAngelo DJ, Foley KT, Morrow BR, Schwab JS, Song J, German JW et al. In vitro biomechanics of cervical disc arthroplasty with the ProDisc-C total disc implant. *Neurosurg Focus* 2004;17:E7.
- 31) Diop A, Skalli W, Lavase F. Tests et épreuves biomécaniques incontournables pour le développement d'une nouvelle instrumentation rachidienne. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Conférences d'enseignement* 1995, pp 20-27.
- 32) Dmitriev AE, Cunningham BW, Hu N, Sell G, Vigna F, McAfee PC. Adjacent level intradiscal pressure and segmental kinematics following a cervical total disc arthroplasty: an in vitro human cadaveric model. *Spine* 2005;30:1165-72.
- 33) Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, et al. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system. *Bull Acad Natl Méd* 2005;189:287-97.
- 34) Durbhakula MM, Ghiselli G. Cervical total disc replacement, part I: Rationale, biomechanics, and implant types. *Orthop Clin North Am* 2005;36:349-54.
- 35) Dvorak J, Panjabi M, Novotny J, Antinnes J. In vivo flexion/extension of the normal cervical spine. *J Orthop Res* 1991;9:828-34.
- 36) Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, Jeong ST, Kim JG, Hodges SD, An HS. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. *Spine* 2002;27(22):2431-4.
- 37) Fong SY, DuPlessis SJ, Casha S, Hurlbert RJ. Design limitations of Bryan disc arthroplasty. *The Spine J* 2006;6:233-41.
- 38) Fuller D, Kirkpatrick JS, Emery SE, Wilber RG, Davy DT. A kinematic study of the cervical spine before and after segmental arthrodesis. *Spine* 1998;23:1649-56.
- 39) Galbusera F, Bellini CM, Brayda-Bruno M, Fornari M. Biomechanical studies on cervical total disc arthroplasty: a literature review. *Clin Biomech* 2008;23:1095-104.
- 40) Galbusera F, Bellini CM, Raimondi MT, Fornari M, Assietti R. Cervical spine biomechanics following implantation of a disc prosthesis. *Med Eng Phys* 2008;30(9):1127-33.
- 41) Gardner-Morse MG, Stokes IA. Physiological axial compressive preloads increase motion segment stiffness, linearity and hysteresis in all six degrees of freedom for small displacements about the neutral posture. *J Orthop Res* 2003;21:547-52.
- 42) Gay E, Palombi O, Ashraf A, Chirossel JP. The Bryan® cervical prosthesis for treatment of cervical degenerative disease. Preliminary experience of 9 cases (French report). *Neurochirurgie* 2004;50:624-29.

- 43) Goel VK, Wilder DJ, Pope MH, Edwards WT. Controversy biomechanical testing of the spine. Load-controlled versus displacement-controlled analysis. *Spine* 1995;20:2354-57
- 44) Goel VK, Panjabi MM, Patwardhan AG, Dooris AP, Serhan H. Test protocols for evaluation of spinal implants. *J Bone Joint Surg* 2006;88-A:103-9.
- 45) Goffin J, van Loon J, Van Calenbergh F, Plets C. Long-term results after anterior cervical fusion and osteosynthetic stabilization for fractures and/or dislocations of the cervical spine. *J Spinal Disord.* 1995;8(6):500-8; discussion 499.
- 46) Goffin J, Van Calenbergh F, Van Loon J, Casey A, Kehr P, Liebig K et al. Intermediate follow-up after treatment of degenerative disc disease with the Bryan® cervical disc prosthesis: single-level and bi-level. *Spine* 2003;28:2673-78.
- 47) Goffin J, Geusens E, Vantomme N, Quintens E, Waerzeggers Y, Depreitere B et al. Long-term follow-up after interbody fusion of the cervical spine. *J Spinal Disord Tech* 2004;17:79-85.
- 48) Goffin J, Van Loon J, Van Calenbergh F, Lipscomb B. A clinical analysis of 4- and 6-year follow-up results after cervical disc replacement surgery using the Bryan cervical disc prosthesis. *J Neurosurg Spine* 2010;12:261-9.
- 49) Gore DR, Sepic SB. Anterior discectomy and fusion for painful cervical disc disease. A report of 50 patients with an average follow-up of 21 years. *Spine* 1998;23(19):2047-51.
- 50) Gruss P, Tannenbaum H. Stress exertion on adjacent segments after ventral cervical fusion. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1983;101(4):283-6.
- 51) Ha SK. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc. *Med Eng Phys* 2006;534-41.
- 52) Heller JG, Sasso RC, Papadopoulos SM, Anderson PA, Fessler RG, Hacker RJ et al. Comparison of Bryan cervical disc arthroplasty with anterior cervical decompression and fusion. Clinical and radiographic results of a randomized, controlled, clinical trial. *Spine* 2009;34:101-07.
- 53) Herkowitz HN, Kurz LT, Overholt DP. Surgical management of cervical soft disc herniation. A comparison between the anterior and posterior approach. *Spine* 1990;15:1026-30.
- 54) Hilibrand AS, Carlson GD, Palumbo MA, Jones PK, Bohlman HH. Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81(4):519-28.
- 55) Hilibrand AS, Robbins S. Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease : the consequences of spinal fusion ? *Spine J* 2004;4:S190-94.

- 56) Hilibrand AS, Balasubramanian K, Eichenbaum M, Thinnies JH, Daffner S, Berta S, Albert TJ, Vaccaro AR, Siegler S. The effect of anterior cervical fusion on neck motion. *Spine* 2006;31:1688-92.
- 57) Holmes A, Wang C, Han ZH, Dang GT. The range and nature of flexion-extension motion in the cervical spine. *Spine* 1994;19:2505-10.
- 58) Huang RC, Wright TM, Panjabi MM, Lipman JD. Biomechanics of nonfusion implants. *Orthop Clin North Am* 2005;36:271-80.
- 59) Ishihara H, Kanamori M, Kawaguchi Y, Nakamura H, Kimura T. Adjacent segment disease after anterior cervical interbody fusion. *The Spine Journal* 2004;4:624-28.
- 60) Johnson JP, Lauryssen C, Cambron HO, Pashman R, Regan JJ, Anand N, Bray R. Sagittal alignment and the Bryan cervical artificial disc. *Neurosurg Focus* 2004;17:E4.
- 61) Kapandji AI. Anatomie fonctionnelle, Tome 3. Rachis-ceinture pelvienne-rachis lombal-rachis dorsal-rachis cervical. 6^{ème} édition, Paris, Maloine eds, 2009.
- 62) Katsuura A, Hukuda S, Saruhashi Y, Mori K. Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels. *Eur Spine J* 2001;10:320-24.
- 63) Kim SH, Chang UK, Chang JC, Chun KS, Lim TJ, Kim DH. The changes in range of motion after a lumbar spinal arthroplasty with Charité™ in the human cadaveric spine under physiologic compressive follower preload: A comparative study between load control protocol and hybrid protocol. *J Korean Neurosurg* 2009;46:144-51.
- 64) Kim SK, Shin JH, Arbati JJ, Park MS, Chung YK, McAfee PC. Effects of a cervical disc prosthesis on maintaining sagittal alignment of the functional spinal unit and overall sagittal balance of the cervical spine. *Eur Spine J* 2008;17:20-9.
- 65) Kulkarni V, Rajshekhar V, Raghuram L. Accelerated spondylotic changes adjacent to the fused segment following central cervical corpectomy: magnetic resonance imaging study evidence. *J Neurosurg Spine* 2004;100:2-6.
- 66) Lavaste F, Asselineau A, Diop A et al. Experimental procedure for mechanical evaluation of dorso-lumbar segments and osteosynthesis devices (French report). *Rachis* 1990;2:435-46.
- 67) Lavaste F, Diop A, Skalli W. Reliability of the experimental evaluation of spinal implants. *Rachis* 1993;5:273-78.
- 68) Lavaste F. Biomécanique et osteosynthèse du rachis. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Conférences d'enseignement. Elsevier ed, 1997, pp 121-145.
- 69) Lavaste F. Biomécanique des prothèses discales lombaires. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Alternatives à l'arthrodèse lombaire et lombosacrée, JM Vital. Elsevier eds, 2007, pp 134-145.

- 70) Laville A, Laporte S, Skalli W. Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. *J Biomech* 2009;42:1409-15.
- 71) Lee CK, Goel VK. Artificial disc prosthesis : design concepts and criteria *Spine J* 2004;4:S209-18.
- 72) Link HD, McAfee PC, Pimenta L. Choosing a cervical disc replacement. *Spine J* 2004;4:S294-302.
- 73) Lopez-Espina CG, Amirouche F, Havalad V. Multilevel cervical fusion and its effect on disc degeneration and osteophyte formation. *Spine* 2006;31:972-8.
- 74) Louis R. Chirurgie du rachis. Anatomie chirurgicale et voies d'abord. Berlin, Springer-Verlag; 1982.
- 75) MacAfee PC, Cunningham B, Dmitriev A, Hu N, Woo Kim S, Cappuccino A, Pimenta L. Cervical disc replacement – porous coated motion prosthesis: A comparative biomechanical analysis showing the key role of the posterior longitudinal ligament. *Spine* 2003;28:S176-85.
- 76) Maigne R. Douleurs d'origine vertébrale. Elsevier eds, Issy-les-Molineaux, France, 2006.
- 77) Maiman DJ, Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. *Biomed Mater Eng.* 1999;9(1):27-38.
- 78) Matsunaga S, Kabayama S, Yamamoto T, Yone K, Sakou T, Nakanishi K. Strain on intervertebral discs after anterior cervical decompression and fusion. *Spine* 1999;24:670-75.
- 79) Maurel N, Lavaste F, Skalli W. A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine. Study of the influence of the posterior articular facets. *J Biomechanics* 1997;30:921-31.
- 80) Maurel N. Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical inférieur. Thèse LBM, Arts et Metiers ParisTech, 1993.
- 81) Mestdagh H. Kinematics of the cervical spine (in french). Thèse de Médecine, Faculté de Médecine de Lille, 1970.
- 82) Miura T, Panjabi MM, Crompton PA. A method to simulate In Vivo cervical spine kinematics using In Vitro compressive preload. *Spine* 2002;27:43-8.
- 83) Moumene M, Harms J, Albert T. Effect of radius of curvature on the biomechanics of cervical total disc replacement. *Eurospine* 2008, Geneve, Suisse.
- 84) Mummaneni PV, Burkus JK, Haid RW et al. Clinical and radiographic analysis of cervical disc arthroplasty compared with allograft : a randomized controlled clinical trial. *J Neurosurg Spine* 2007;6:198-209.

- 85) Murrey D, Janssen M, Delamarter R, Goldstein J, Zigler J, Tay B et al. Results of the prospective, randomized, controlled multicenter Food and Drug Administration investigational device exemption study of the ProDisc-C total disc replacement versus anterior discectomy and fusion for the treatment of 1-level symptomatic cervical disc disease. *Spine J* 2009;9:275-86.
- 86) Nabhan A, Ahlhelm F, Shariat K et al. The ProDisc-C prosthesis: clinical and radiological experience 1 year after surgery. *Spine* 2007;32:1935-41.
- 87) Panjabi MM, Krag M, White AA, Southwick WO. Effects of preload on load displacements curves of the lumbar spine. *Orthop Clin North Am* 1977;8:181-92.
- 88) Panjabi MM, Cholewicki J, Nibu K, et al. Critical load of the human cervical spine: an In Vitro experimental study. *Clin Biomech* 1998;13:11-7.
- 89) Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, Oda T, Cholewicki J, Nibu K, et al. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine* 2001;26:2692-00.
- 90) Park DH, Ramakrishnan P, Cho TH, Lorenz E, Eck JC, Humphreys SC, Lim TH. Effect of lower two-level anterior cervical fusion on the superior adjacent level. *J Neurosurg Spine*. 2007;7(3):336-40.
- 91) Patwardhan AG, Havey RM, Meade KP, Lee B, Dunlap B. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine* 1999;24:1003-09.
- 92) Patwardhan AG, Havey RM, Ghanayem AJ, Diener H, Meade KP, Dunlap B, Hodges SD. Load carrying capacity of the human cervical spine in compression is increased under a follower load *Spine* 2000;25:1548-54.
- 93) Patwardhan AG, Havey RM, Carandang G, Simonds J, Voronov LI, Ghanayem AJ, Meade KP, Gavin TM, Paxinos O. Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine. *J Orthop Res* 2003;21:540-6.
- 94) Patwardhan AG, Carandang G, Ghanayem AJ, Havey RM, Cunningham B, Voronov LI, Philips FM. Compressive preload improves the stability of anterior lumbar interbody fusion cage constructs. *J Bone Joint Surg* 2003;85-A:1749-56.
- 95) Phillips FM, Allen TR, Regan JJ, Albert TJ, Cappuccino A, Devine JG et al. Cervical disc replacement in patients with and without previous adjacent level fusion surgery: a prospective study. *Spine* 2009;34:556-65.
- 96) Phillips FM, Tzermiadianos MN, Voronov LI, Havey RM, Carandang G, Dooris A et al. Effect of two-level total disc replacement on cervical spine kinematics. *Spine* 2009;34:E794-99.
- 97) Pickett GE, Mitsis DK, Sekhon LH, Sears WR, Duggal N. Effects of a cervical disc prosthesis on segmental and cervical spine alignment. *Neurosurg Focus* 2004;17:E5.
- 98) Pickett GE, Rouleau JP, Duggal N. Kinematic analysis of the cervical spine following implantation of an artificial cervical disc. *Spine* 2005;30:1949-54.

- 99) Pickett GE, Sekhon LH, Sears WR, Duggal N. Complications with cervical arthroplasty. *J Neurosurg Spine* 2006;4:98-105.
- 100) Pimenta L, McAfee PC, Cappuccino A, Cunningham BW, Diaz R, Coutinho E. Superiority of multilevel cervical arthroplasty outcomes versus single-level outcomes: 229 consecutive PCM prostheses. *Spine* 2007;32:1337-44.
- 101) Porchet F, Metcalf NH. Clinical outcomes with the Prestige II cervical disc: preliminary results from a prospective randomized clinical trial. *Neurosurg Focus* 2004;17:E6.
- 102) Pospiech J, Stolke D, Wilke HJ, Claes LE. Intradiscal pressure recordings in the cervical spine. *Spine* 1999;44:379-84.
- 103) Powell JW, Sasso RC, Metcalf NH, Anderson PA, Hipp JA. Quality of spinal motion with cervical disk arthroplasty. Computer-aided radiographic analysis. *J Spinal Disord Tech* 2010;23:89-95.
- 104) Pracyk JB, Traynelis VC. Treatment of the painful motion segment: cervical arthroplasty. *Spine* 2005;30:S23-32.
- 105) Puttlitz CM, Rousseau MA, Xu Z, Hu S, Tay BK, Lotz JC. Intervertebral Disc replacement maintains cervical spine kinematics. *Spine* 2004;29:2809-14.
- 106) Puttlitz CM, DiAngelo DJ. Cervical spine arthroplasty biomechanics. *Neurosurg Clin N Am* 2005;16:589-94.
- 107) Rabin D, Pickett GE, Bisnaire L, Duggal N. The kinematics of anterior cervical discectomy and fusion versus artificial cervical disc: a pilot study. *Neurosurg* 2007;61:ONS100-105.
- 108) Ramadan AS, Mitulescu A, Schmitt P. Total disc replacement with the DiscocervTM (Cervidisc Evolution) cervical prosthesis: early results of a second generation. *Eur J Orthop Surg Traum* 2007;17:513-20.
- 109) Rao RD, Wang M, McGrady LM, Perlewitz TJ, David KS. Does anterior plating of the cervical spine predispose to adjacent segment changes? *Spine* 2005;30: 2788-92.
- 110) Reitman CA, Hipp JA, Nguyen L, Esses SI. Changes in segmental intervertebral motion adjacent to cervical arthrodesis: a prospective study. *Spine* 2004;29:E221-6.
- 111) Renner SM, Natarajan RN, Patwardhan AG. Novel Model to analyse the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine *J Biomech* 2007;40:1326-32.
- 112) Robinson RA, Smith GW. Anterolateral cervical disc removal and interbody fusion for the cervical disc syndrome. *Bull John Hopkins Hosp* 1955;96:223-4.
- 113) Rohlmann A, Neller S, Claes L, Bergmann G, Wilke HJ. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine* 2001;26:E557-61.

- 114) Rousseau MA. Arthroplastie discale cervicale. Moyens d'évaluation et analyse biomécanique. Thèse, LBM, Arts et Métiers ParisTech, 2007.
- 115) Rousseau MA, Laporte S, Chavary-Bernier E, Lazennec JY, Skalli W. Reproducibility of measuring the shape and three-dimensional position of cervical vertebrae in upright position using the EOS stereoradiography system. *Spine* 2007;32:2569–72.
- 116) Rousseau MA, Bonnet X, Skalli W. Influence of the geometry of a ball-and-socket intervertebral prosthesis at the cervical spine: a finite element study. *Spine*. 2008;33(1):E10-4.
- 117) Rousseau MA, Cottin P, Levante S, Nogier A, Lazennec JY, Skalli W. In Vivo kinematics of two types of ball-and-socket cervical disc replacements in the sagittal plane. Cranial versus caudal geometric center. *Spine* 2008;33:E6-E9.
- 118) Sasso RC, Smucker JD, Hacker RJ et al. Clinical outcomes of BRYAN cervical disc arthroplasty: a prospective randomized controlled multicenter trial with 24 month follow-up. *J Spinal Disord Tech* 2007;20:481-91.
- 119) Sasso RC, Best NM. Cervical kinematics after fusion and Bryan disc arthroplasty. *J Spinal Disord Tech* 2008;21:19-22.
- 120) Schwab JS, Diangelo DJ, Foley KT. Motion compensation associated with single-level cervical fusion: where does the lost motion go? *Spine* 2006;31:2439-48.
- 121) Sekhon LH, Ball JR. Artificial cervical disc replacement: principles, types and techniques. *Neurol India* 2005;53:445-50.
- 122) Snyder JT, Tzermiadianos MN, Ghanayem AJ, Voronov LI, Rinella A, Dooris A et al. Effect of uncovertebral joint excision on the motion response of the cervical spine after total disc replacement. *Spine* 2007;32:2965-69.
- 123) Stokes IA. Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine* 1994;19:236-48.
- 124) Teo EC, Ng HW. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Med Eng Phys* 2001;23:155-64.
- 125) Van Mameren H, Sanches H, Beursgens J, Drukker J. Cervical Spine motion in the sagittal plane II. Position of segmental averaged instantaneous centers of rotation – a cineradiographic study. *Spine* 1992;17:467-74.
- 126) Veron S, Skalli W, Maurel N, Lavaste F. Helicoidal axes to characterize cervical spine kinematics. A finite element study [french]. French Society of Radiology and European Society of Biomechanics Congress. Toulouse, France, 1995.
- 127) Watier B. Etude expérimentale du rachis cervical: comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo. Thèse, LBM, Arts et Métiers ParisTech, 1997.

- 128) Watier B. Mechanical behaviour of cervical spine : literature update. ITBM RBM 2006;27:92-106.
- 129) Wen N, Lavaste F, Santin JJ, Lassau JP. Three-dimensional biomechanical properties of the human cervical spine in vitro. I. Analysis of normal motion. Eur Spine J 1993;2:2-11.
- 130) White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. 2nd edition. Philadelphia: Lippincott; 1990.
- 131) Wigfield C, Gill S, Nelson R, Langdon I, Metcalf N, Robertson J. Influence of an artificial cervical joint compared with fusion on adjacent-level motion in the treatment of degenerative cervical disc disease. J Neurosurg 2002;96:S17-21.
- 132) Wigfield CC, Skrzypiec D, Jackowski A, Adams MA. Internal stress distribution in cervical intervertebral discs. The influence of an artificial cervical joint and simulated anterior interbody fusion. J Spinal Disord Tech 2003;16:441-49.
- 133) Wilke HJ, Wenger K, Claes L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. Eur Spine J 1998;7:148-54.
- 134) Yoganandan N, Pintar FA, Sances A, Maiman DJ. Strength and motion analysis of the human head-neck complex. J Spinal Disord 1991;4:73-85.
- 135) Yue WM, Brodner W, Highland TR. Long-term results after anterior cervical discectomy and fusion with allograft and plating. A 5- to 11-year radiologic and clinical follow-up study. Spine 2005;30:2138-44.

EVALUATION BIOMECHANIQUE D'UNE PROTHESE DISCALE CERVICALE. ANALYSES IN VITRO ET IN VIVO.

RESUME : Dans cette thèse, nous avons analysé le comportement biomécanique In Vitro et In Vivo d'une prothèse discale cervicale à articulation sphérique. Les expérimentations In Vitro nous ont permis d'étudier la cinématique segmentaire dans les trois plans de l'espace au niveau instrumenté et aux niveaux adjacents. La mesure de la pression intradiscale a apporté des informations sur les variations de contraintes après arthroplastie au niveau des disques adjacents. Différentes configurations ont ainsi été évaluées : arthroplastie et arthrodèse à 1 et 2 niveaux, montage hybride. L'influence de la précharge sur le comportement biomécanique du rachis cervical a fait l'objet d'un travail spécifique en se basant sur les essais In Vitro et sur la simulation numérique. Les analyses In Vivo 2D ont été effectuées sur des clichés dynamiques en flexion-extension et ont permis le calcul des amplitudes de mobilité et de la position des centres moyens de rotation dans une population de patients opérés (n=32). Celles-ci ont intéressé le niveau opéré mais également les niveaux adjacents à court et moyen terme. Grâce au système stéréo-radiographique EOSTM, nous avons pu compléter l'analyse cinématique In Vivo par la mesure des amplitudes de mobilité des segments instrumentés dans les trois plans de l'espace.

Mots clés : rachis cervical, prothèse discale, biomécanique, cinématique, tests In Vitro, imagerie médicale.

BIOMECHANICAL EVALUATION OF A CERVICAL DISC PROSTHESIS. IN VITRO AND IN VIVO INVESTIGATIONS.

ABSTRACT : Through this thesis, we evaluated the In Vitro and In Vivo biomechanical behavior of a ball-and-socket cervical disc prosthesis. In Vitro tests on human cadaveric cervical spines permitted to assess segmental 3D kinematics at instrumented and adjacent levels. The measurement of the intradiscal pressure provided us data on changes of loads transmission at adjacent discs following arthroplasty. Different testing conditions were evaluated: 1 and 2-levels arthrodesis, 1 and 2-levels arthroplasty, hybrid constructs. In addition, using a finite element model of the cervical spine, we investigated the relevance of applying a follower preload during In vitro experiments. Through a prospective and multicentre study, including 32 patients operated with cervical total disc replacement, In Vivo assessment of spine kinematics allowed for measurement of ranges of motion and location of mean center of rotation at instrumented and adjacent levels. Finally, using the EOSTM bi-planar stereo-radiographic system, we could achieve In Vivo three-dimensional motion analysis of instrumented segments.

Keywords : cervical spine, total disc replacement, biomechanics, kinematics, In Vitro tests, medical imaging.

